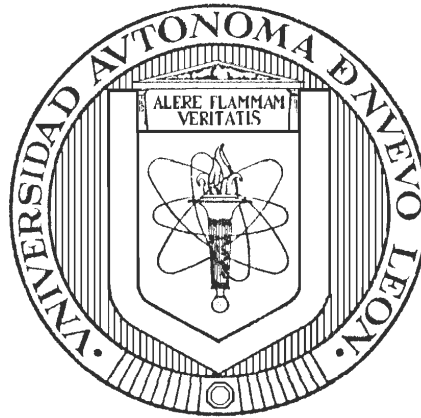


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO



**DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE CADERA INCLUYENDO
MICROSEPARACIÓN PARA EVALUACIÓN DE PRÓTESIS
TOTALES DE CADERA**

POR

JAVIER ALONSO ORTEGA SÁENZ

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
DE LA INGENIERÍA MECÁNICA CON ESPECIALIDAD EN
MATERIALES**

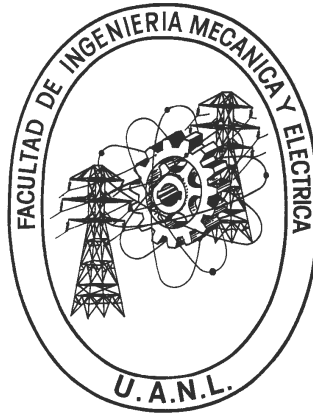
CIUDAD UNIVERSITARIA

JUNIO DEL 2007

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO



**DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE CADERA INCLUYENDO
MICROSEPARACIÓN PARA EVALUACIÓN DE PRÓTESIS
TOTALES DE CADERA**

POR

JAVIER ALONSO ORTEGA SÁENZ

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
DE LA INGENIERÍA MECÁNICA CON ESPECIALIDAD EN
MATERIALES**

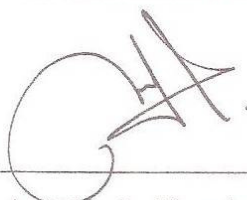
CIUDAD UNIVERSITARIA

JUNIO DEL 2007

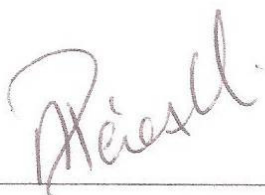
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Los miembros del comité de tesis recomendamos que la tesis “Desarrollo de un simulador de cadera incluyendo microseparación para la evaluación de prótesis totales de cadera”, realizada por el alumno Javier Alonso Ortega Sáenz, matrícula 1043641 sea aceptada para su defensa como opción al grado de Maestro en Ciencias de la Ingeniería Mecánica con Especialidad en Materiales.

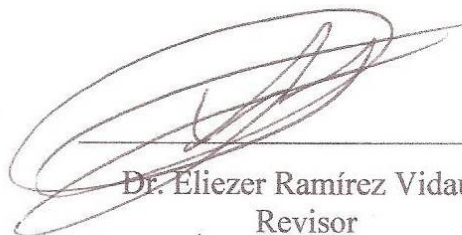
El Comité de Tesis



Dr. Marco Antonio L. Hernández Rodríguez
Asesor

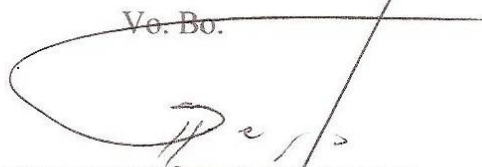


Dr. Alberto J. Pérez Unzueta
Revisor



Dr. Eliezer Ramírez Vidaurri
Revisor

Ve. Bo.



Dr. Guadalupe Alan Castillo Rodríguez
Subdirector de Estudios de Postgrado

Ciudad Universitaria, San Nicolás de los Garza, N. L., Junio del 2007

DEDICATORIA

A Dios

A mis Padres

Javier Ortega Serrano y

Betty Sáenz Fernández

A mis Hermanos

Ale y Elvis Ortega Sáenz

A mi Novia

Jessica Saraí Diaz Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

A Dios por estar conmigo siempre y permitirme llegar a esta etapa de mi vida.

A mis padres, a quienes agradezco su apoyo incondicional. Por brindarme su amor y ser unos padres ejemplares.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico que me brindaron durante mis estudios de maestría.

A mi asesor de tesis el Dr. Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez a quien le agradezco todo el apoyo brindado, sus consejos, su confianza, y sobretodo, su gran amistad.

Al Dr. Alberto Pérez Unzueta por su valiosa participación en el proyecto, además de brindarme su apoyo, su confianza y su amistad.

Al Ing. Jorge Antonio Rangel Carrillo por su amistad y su valiosa colaboración, haciendo equipo en el presente trabajo.

Al Dr. Eliezer Ramírez Vidaurre por su valiosa participación como revisor y por las facilidades brindadas.

Al Dr. Rafael Mercado Solís por su amistad, su apoyo y sus valiosas aportaciones.

A todos y cada uno de los doctores con quienes lleve clase durante mis cursos de maestría, les agradezco por todas las enseñanzas y el apoyo brindado.

Al Ing. Noé Campos y sus colaboradores por todas las facilidades brindadas durante la fabricación del simulador de cadera, además de las ideas aportadas.

A la Ing. Alicia Janneth Alcántara Pérez por su participación y el entusiasmo mostrado en el presente trabajo.

Al Arq. Jesús Manuel Medellín por su disponibilidad, sus valiosas aportaciones y la gran amistad mostrada.

A mis compañeros de generación de maestría: Arturo Reyes Osorio y Felipe García; a Miguel Flores, Martín Moreno, Arisbeth Sias, América Vázquez, Karina Montemayor, Rodrigo Puente, Miguel Ángel Quiñones, Israel Barragán, Yaneth Bedolla, Geo Contreras e Iván Gallegos, por su apoyo y su amistad.

A Jesús Iván Barrera por su apoyo, su participación en el presente trabajo y su gran amistad.

PREFACIO

El ser humano con su admirable capacidad de ingenio, se ha distinguido por la característica de innovación en diferentes áreas del conocimiento a través del tiempo, tal ha sido el caso de la bioingeniería, en donde se han desarrollado una gran cantidad de aplicaciones biomédicas con el objeto de acrecentar la calidad de vida de muchos pacientes. Una de las aplicaciones biomédicas catalogadas como uno de los avances médicos mas importantes del siglo XX, fue el éxito del implante total de la cadera, esta prótesis esta compuesta de dos elementos “copa y esfera” los cuales forman una articulación tipo rotula, los materiales del par de contacto más utilizado hasta el momento son de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) para la copa y de aleación base cobalto (Co-Cr-Mo-C) para la esfera. Actualmente los materiales de contacto utilizados no cuentan con la suficiente resistencia al desgaste para pacientes activos (jóvenes), las partículas de desgaste acumuladas en los alrededores del implante promueven respuestas inflamatorias de rechazo al implante teniendo que reintervenir hasta dos veces durante la vida del paciente.

El presente trabajo esta enfocado en el desarrollo del sistema biomecánico cristalizado en una máquina tribológica conocida como simulador de cadera. Este simulador reproduce las condiciones de carga, movimiento, lubricación y microseparación de una cadera humana. La presente tesis aporta una gran herramienta única en el mundo para el estudio de nuevos biomateriales, contribuyendo así con el desarrollo de prótesis totales de cadera con mayor durabilidad. Este trabajo, además de contribuir con la formación de un tecnólogo, sin duda deja huella en las líneas de investigación y desarrollo tecnológico de biomateriales y biotribología para la humanidad, las cuales están enfocadas en desarrollar innovaciones con el objetivo de incrementar la durabilidad de implantes quirúrgicos articulares para una creciente y cada vez mas longeva población.

MALHR

ÍNDICE

RESUMEN

Capítulo 1 INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción	1
------------------------	---

Capítulo 2 ANTECEDENTES

2.1 La cadera humana	3
2.2 La prótesis total de cadera.....	5
2.3 Materiales utilizados en prótesis de cadera.....	8
2.4 Biomecánica de la cadera.....	10
2.4.1 Cinemática de la cadera	10
2.4.2 Ciclo de carga durante la marcha normal.....	13
2.5 Microseparación.....	15
2.6 Simuladores de cadera	19

Capítulo 3 EXPERIMENTACIÓN

3.1 Introducción	26
3.2 Plan Experimental	26
3.3 Diseño	28
3.3.1 Diseño conceptual	28
3.3.2 Diseño a detalle.....	30
3.4 Descripción del Simulador de Cadera FIME II.....	31
3.4.1 Sistema Motriz	33
3.4.1.1 Motoreductor.....	34
3.4.1.2 Sistema de engranes de reducción de velocidad	34
3.4.1.3 Sistema de engranes de transmisión	34

3.4.2	Sistema de Simulación Cinemática.....	34
3.4.3	Sistema de Carga Variable y Microseparación	38
3.4.3.1	El músculo neumático	39
3.4.3.2	Válvula proporcional.....	39
3.4.3.3	Sistema de distribución de fuerza	41
3.4.3.4	Sistema de resortes	42
3.5	Sistema de Control e Instrumentación	42
3.5.1	Sistema de adquisición de datos	42
3.5.1.1	Celdas de carga	43
3.5.1.2	Tarjeta de adquisición NI USB-6008.....	43
3.5.2	Sistema generador de fuerza variable	44
3.5.2.1	Circuito de aislamiento	45
3.6	Fabricación y ensamble de componentes	46
3.7	Pruebas de evaluación y validación	49
 Capítulo 4 RESULTADOS		
4.1	Sistema Motriz	50
4.2	Sistema de Simulación Cinemática.....	51
4.3	Sistema de Carga Variable y Microseparación	52
4.4	Sistema de Control e Instrumentación	55
 Capítulo 5 DISCUSIÓN		
5.1	Introducción	62
5.2	Cinemática.....	62
5.3	Carga	64
5.4	Microseparación.....	64
 Capítulo 6 CONCLUSIONES.....		
RECOMENDACIONES.....		70
REFERENCIAS		71

LISTA DE FIGURAS	76
LISTA DE TABLAS	80
APÉNDICES	
A Diseño a detalle del simulador de cadera FIME II	81
B Especificaciones del Motor SIEMENS monofásico	90
C Análisis de velocidades del Sistema Motriz	91
D Análisis del Brazo Antirotación.....	92
E Especificaciones del Músculo Neumático MAS.....	93
F Datos Técnicos Reguladores Electroneumáticos Serie ITV	95
G Datos Técnicos de las Celdas de Carga HBM Serie S35.....	96
H Especificaciones de la TAD NI USB-6008	98
I Sistema de Control e Instrumentación extraído de la Tesis “Desarrollo de un sistema de control, para un simulador de cadera mecánico”	100
J Dibujos de Fabricación	123
K Manual de Operación del Sistema de Control e Instrumentación del Simulador de Cadera FIME II.....	125
L Microseparación requerida para propiciar el contacto en el borde	132

RESUMEN

La simulación física para la evaluación del desempeño tribológico en las prótesis totales de cadera, entre otro tipo de implantes, se ha convertido en una herramienta de gran utilidad no sólo para la evaluación de prótesis sino para el desarrollo de nuevos materiales con mayor resistencia al desgaste. Durante la artroplastía de cadera total (THA), el ligamento de la cabeza femoral es frecuentemente dañado y removido quirúrgicamente junto con el cartílago del acetábulo. Estudios recientes han reportado que uno de los efectos de la ausencia de dicho ligamento en pacientes con prótesis de cadera total, es la separación de la cabeza femoral con respecto a la copa acetabular durante cada ciclo de marcha, haciendo mas complejo el sistema tribológico.

En el presente trabajo se diseñaron y construyeron diversos sistemas mecánicos (sistema motriz, un sistema de simulación cinemática y un sistema de distribución de fuerza) los cuales se integraron en conjunto con un sistema de instrumentación y control electrónico logrando obtener un simulador de cadera. El simulador provee ciclos de carga variable con parámetros muy cercanos a los de la fisiología humana durante caminata y trote, además incluye el fenómeno de microseparación y los movimientos de la cadera de flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA), rotación interna-externa (IER), con las amplitudes de: $\pm 23^\circ$ para FE, $\pm 23^\circ$ para AA y $\pm 8^\circ$ para IER. Por otra parte, el simulador cuenta con un sistema de lubricación similar al del cuerpo humano.

Este simulador de cadera total único en su tipo, podrá evaluar la resistencia al desgaste de diversos pares de contacto de implantes totales de cadera sometidos a microimpacto combinado con contacto multidireccional en un sistema lubricado con suero bovino, logrando reproducir un entorno más cercano a las condiciones “in vivo”.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción

Uno de los avances más importantes del siglo que recién ha terminado, fue el desarrollo exitoso de la prótesis total de cadera [1]. Esta prótesis esta formada por una esfera y una copa de materiales biocompatibles (Co-Cr, Ti, Al_2O_3 , ZrO_2 , UHMWPE, etc.) La esfera acoplada en la copa forma una articulación tipo rotula al igual que en la articulación natural de la cadera de un ser humano. Es así, como un paciente con alguna enfermedad congénita (osteoartritis) o una fractura, puede volver a caminar con un implante de cadera total.

Hasta ahora se han desarrollado nuevos materiales biocompatibles y nuevos procesos de manufactura de prótesis, sin embargo a pesar del gran esfuerzo de estas ultimas 6 décadas, no ha sido suficiente para obtener prótesis totales de alta durabilidad que satisfagan las demandas de una población con una creciente longevidad.

El reto que actualmente se tiene, involucra diferentes ramos de la ciencia: ingeniería mecánica, ortopedia, biomecánica, tribología, biomateriales, entre otras. Como parte de estas disciplinas, especialmente tribología y biomecánica, diversos investigadores han desarrollado simuladores de cadera. Los simuladores de cadera tienen como objetivo reproducir de la mejor forma posible las condiciones de lubricación, cinemáticas y esfuerzos a los que esta sometida una cadera natural [2]. Sin embargo, algunos investigadores han reportado que los patrones de desgaste producidos por los *simuladores de cadera actuales*, pocas veces concuerdan con los encontrados en implantes retirados de pacientes [3,4]. Estudios recientes de cinemática en la articulación de la cadera humana ‘in vivo’ utilizando una técnica de video mediante

fluoroscopia, indican que en una cadera implantada, la cabeza femoral se separa de la copa acetabular durante la marcha al caminar. Esto se debe a la relajación que se presenta durante la fase oscilación en cada ciclo, además de la actividad de abducción-adducción de la cadera [5-7]. Los investigadores que realizaron dichos estudios llegaron a la conclusión que la cinemática de una cadera normal difiere con la de una cadera implantada, debido a que las estructuras de soporte de la articulación formadas por tejidos suaves son alteradas durante la artroplastía de cadera total.

El microimpacto producido por la microseparación en cada ciclo de marcha en un paciente, es definitivamente un factor que necesita ser integrado en los futuros estudios tribológicos de implantes totales de cadera. En el presente trabajo se tuvo como objetivo el desarrollo de un simulador de cadera, el cual reproduce la frecuencia de caminata rápida, ciclo de carga para una persona de aproximadamente 70 kg de peso, movimientos en tres ejes, lubricación biológica y microseparación.

Hipótesis

Integrando elementos mecánicos, eléctricos y electrónicos se pudo reproducir la biomecánica de una cadera humana incluyendo el fenómeno de micro-separación, alcanzando de así una reproducción más cercana de las condiciones a las que esta sometida la articulación de cadera humana durante la caminata normal.

Metodología

La metodología empleada para el desarrollo de un simulador de cadera de microimpacto por ciclo, consistió en una revisión exhaustiva de literatura, propuesta de diseño conceptual, diseño a detalle, fabricación y ensamble de componentes, instrumentación, así como pruebas de evaluación y validación.

Capítulo 2

ANTECEDENTES

2.1 La cadera humana

Una de las articulaciones más fuertes y estables del cuerpo humano es, sin duda, la articulación de la cadera. Esta articulación implica a la pelvis y al fémur. La cadera es la articulación localizada entre la cintura pelviana y la extremidad inferior [8]. Está formada por el hueso iliaco o hueso innominado -perteneciente a la pelvis- y la cabeza del fémur, así como por una cápsula y los ligamentos que la protegen, según se observa en la figura 2.1.

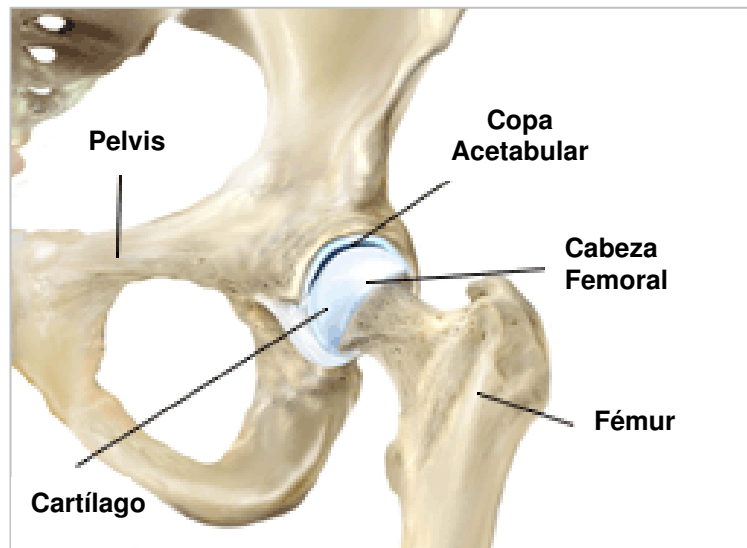


Figura 2.1 Anatomía de la cadera humana.

La articulación de la cadera es de tipo esferoidea o enartrosis (bola y cavidad). El amplio movimiento de rotación que permite la cadera se debe al tipo de articulación de rotula esférica [9]. El extremo superior del fémur termina en una cabeza en forma de bola que encaja en una cavidad en forma de copa (acetábulo o cavidad cotiloidea) que se

encuentra en la pelvis. La fricción entre estos huesos queda reducida por la presencia de una capa de cartílago y por un agente lubricante denominado líquido sinovial. Con la ayuda de diversos músculos localizados entre la pelvis y el muslo, la cabeza del fémur puede rotar en el acetábulo y mover el muslo en cualquier dirección, la extensión de cada movimiento sólo está limitada por los ligamentos de la articulación. Los ligamentos de la articulación de la cadera se ilustran en la figura 2.2.



Figura 2.2 Ligamentos de la articulación de la cadera.

La articulación de la cadera puede presentar diferentes enfermedades y lesiones. En los niños, las anomalías congénitas de la cadera son frecuentes; entre las más comunes destacan la luxación congénita de cadera, en la que el extremo proximal del fémur (que en condiciones normales se aloja en el acetábulo) no se desarrolla de forma adecuada y pierde su relación normal con éste. También son frecuentes las lesiones traumáticas de la articulación de la cadera. En las lesiones deportivas con traumatismos graves, y sobre todo en accidentes automovilísticos, la cabeza del fémur puede desplazarse fuera de su posición normal en el acetábulo, originando una luxación [10].

En las personas de edad avanzada los traumatismos, incluso mínimos, pueden producir una fractura del cuello femoral, figura 2.3(a). Es posible asimismo la presencia de infecciones de cadera como la tuberculosis y también es muy frecuente que resulte afectada por una enfermedad degenerativa o artrosis, figura 2.3 (b), sobre todo en los varones mayores de 60 años. Si la cadera ha sido severamente dañada por un traumatismo o por artrosis suele aplicarse un tipo de cirugía especial para implantar una

prótesis total de cadera; de esta forma desaparece el dolor y permite una función casi normal [11].

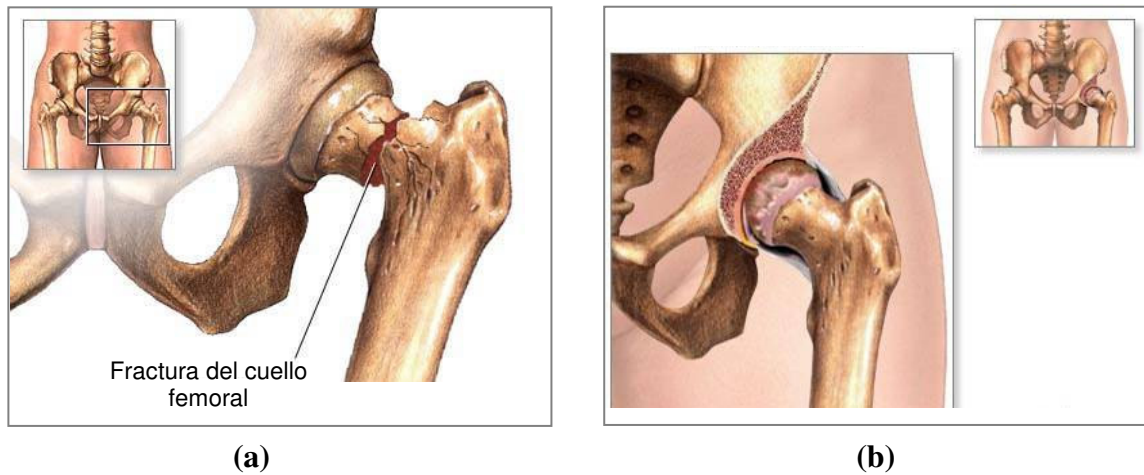


Figura 2.3 (a) Cadera con fractura en el cuello femoral, (b) cadera con artrosis.

2.2 La prótesis total de cadera

La prótesis de cadera es el sistema protésico que ha sido mas ampliamente estudiado, por ser la articulación cuyo reemplazo fue abordado en primer lugar de forma masiva y con un éxito relativo.

La cirugía de reemplazo de cadera, conocido en términos médicos como *artroplastía de cadera*, consiste en la cirugía ortopédica que busca reemplazar de forma total o parcial la articulación de la cadera con implantes artificiales (prótesis), teniendo como objetivo el alivio del dolor y la recuperación de la movilidad [12]. Los componentes básicos de una prótesis de cadera son: el vástago femoral, la cabeza artificial o bola unida a este vástago y el acetábulo artificial que se fija a la pelvis, según se observa en la figura 4.

Las técnicas de artroplastía moderna tienen su origen en el año de 1958, cuando se alcanzó un gran avance con respecto a la eficiencia en los reemplazos de cadera con la “artroplastía total de cadera” introducida por el cirujano ortopedista ingles John Charnley, quien mas tarde fue nombrado “caballero” por su innovación [13].

La artroplastía total de cadera implementada por Charnley, consiste en la fijación de un vástago femoral metálico mediante un cemento óseo y de un componente acetabular de polietileno óseointegrando al componente pélvico, tal como se muestra en la figura 2.4, intentando reducir la fricción entre las superficies de contacto.

Los principales problemas de la artroplastía total de cadera han sido el aflojamiento del vástago y el desgaste del componente acetabular, lo que ha conducido a una tasa moderada de fracasos clínicos a largo plazo. El sistema implementado por Charnley ha sufrido muchas variaciones a través de los años, pero aun continúa siendo utilizado en la cirugía ortopédica moderna.

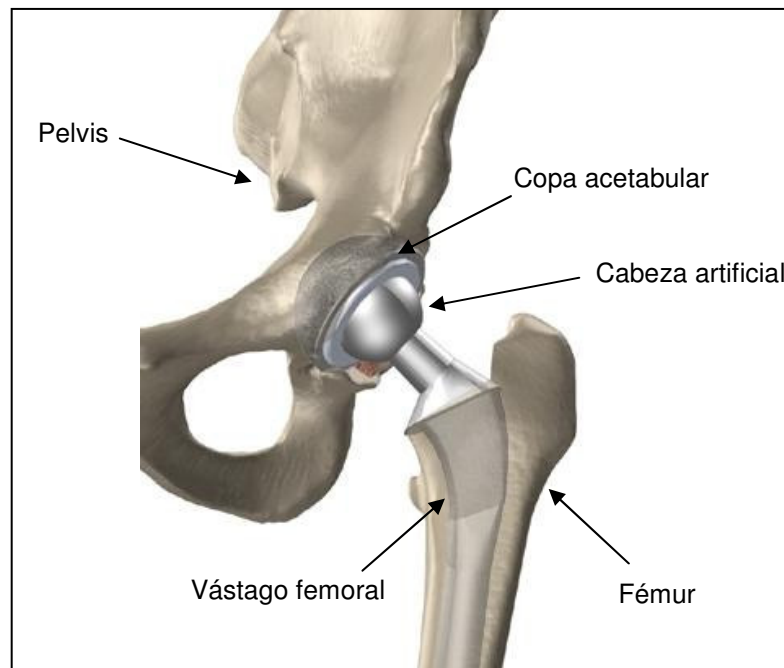


Figura 2.4 Prótesis total de cadera.

Las prótesis de cadera, se pueden clasificar de acuerdo a:

- La forma en que se fijan al hueso del paciente
- Según el material del que están fabricadas la cabeza del fémur y la copa acetabular.

Según la forma en que se unen al hueso del paciente, se refiere a prótesis cementadas y no cementadas. Las prótesis cementadas se unen al hueso del paciente por medio de un cemento acrílico (poli-metilmetakrilato, PMMA). El principal problema de las prótesis cementadas es retirar el cemento al momento de una reintervención quirúrgica para reemplazar la prótesis. Las prótesis no cementadas, se fijan al hueso del paciente por ajuste mecánico o (*press-fit*), que con su diseño intentan empotrar de forma precisa el sitio donde se colocan (canal femoral o la cavidad acetabular) y su estabilidad depende de la interposición mecánica por el crecimiento del hueso del paciente en la superficie porosa del implante [9], tal como se observa en la figura 2.5.

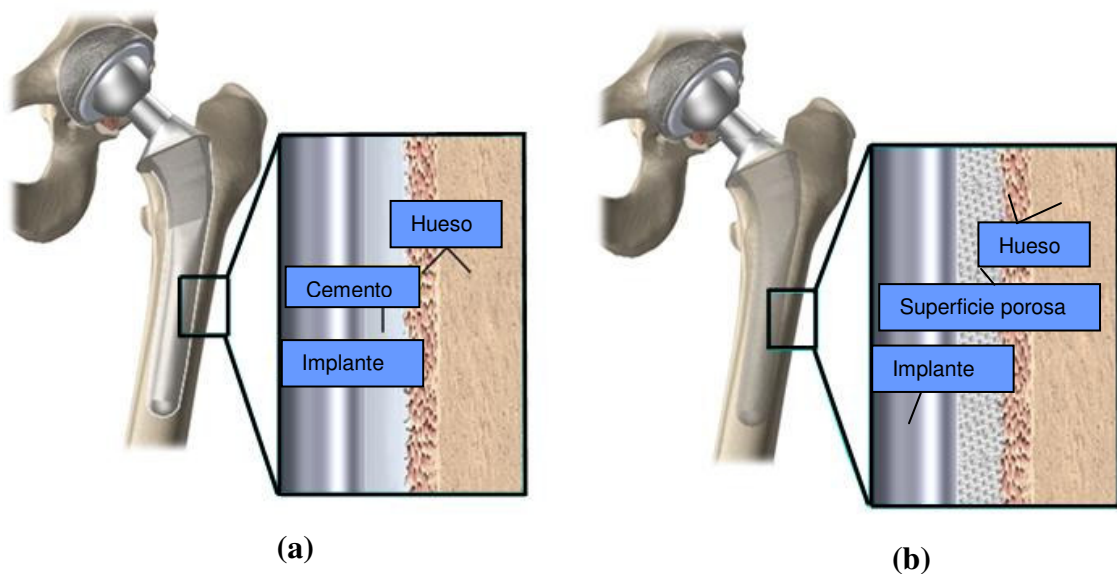


Figura 2.5 Prótesis total de cadera (a) cementada y (b) no cementada.

De acuerdo con el tipo de material del que estén hechos la cabeza del vástago femoral y la copa acetabular, las prótesis totales de cadera se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Metal-metal, si la cabeza y el acetábulo son metálicos;
- Metal-polietileno, si el acetábulo es de polietileno y la cabeza es metálica;
- Polietileno-cerámico, si el acetábulo es de polietileno y la cabeza es de cerámico;
- Cerámico-cerámico, si ambos componentes son de cerámico.

2.3 Materiales utilizados en prótesis de cadera

Las características demandas por cuerpo humano para una articulación de cadera artificial hacen, que las propiedades requeridas en los materiales utilizados en prótesis de cadera sean muy restrictivas. Por esta razón son requeridos materiales *biocompatibles*, es decir, materiales que produzcan el grado mínimo de rechazo en el cuerpo humano.

Los fluidos corporales son altamente corrosivos y las aleaciones metálicas deben ser resistentes a la corrosión.

Otro aspecto a considerar son las propiedades mecánicas, las cuales son de suma importancia en la selección de materiales para prótesis de cadera, debido a que los huesos involucrados en la articulación, soportan fuerzas originadas por el cuerpo, tales como las fuerzas debidas a la gravedad; además de transmitir las fuerzas que se originan de la acción muscular, tales como el andar.

Debido a que las superficies de la articulación de cadera están en contacto y tienen un movimiento relativo entre ellas, las prótesis están sujetas a desgaste. Una de las consecuencias del desgaste de las superficies de los implantes, es la generación de partículas de deshecho. La acumulación de estas partículas de deshecho en los tejidos circundantes de la articulación puede causar inflamación y dolor [14].

Además de lidiar con las condiciones mencionadas anteriormente, otro aspecto a considerar dentro de la selección de materiales para implantes quirúrgicos, es que los componentes sean ligeros y que las propiedades de los materiales empleados sean estables a través del tiempo. Idealmente, una prótesis de cadera implantada debe funcionar satisfactoriamente durante toda la vida del paciente de manera que no sea necesario su reemplazo, pero en los diseños actuales la vida de las prótesis varía entre 10 y 15 años, ciertamente se requieren tiempos más largos de duración.

Desde el éxito de la artroplastía total de Sir Charnley hasta la fecha se han desarrollado numerosas variaciones en los materiales para implantes tratando de mejorar los resultados clínicos. Entre los materiales utilizados para el vástago femoral, se encuentran las aleaciones de acero inoxidable (316L), las aleaciones de cobalto-cromo (Co-Cr-Mo-C) y las aleaciones de titanio (Ti-6Al-4V). Las propiedades mecánicas de estas aleaciones se presentan en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Propiedades mecánicas de aleaciones biocompatibles.

Aleación	Esfuerzo de Cadencia (MPa)	Resistencia a la Tensión (MPa)	Elongación E (%)	Modulo Elástico E (GPa)
Acero Inox. 316L	207	517	40	-
Acero Inox. 316L (Trabajado en frio)	689	862	12	200
Co-Cr (F75)	450	655	8	248
Co-Cr trabajada + recocido	379	897	-	242
Titanio Grado 4	485	550	15	110
Ti-6Al-4V Recocido	830	895	10	124

Actualmente, se ha implementado el uso de recubrimientos duros en cabezas femorales, aplicados mediante técnicas de deposición física en fase vapor (PVD) además de utilizar materiales cerámicos como alúmina (Al_2O_3) o circonia (ZrO_2). Los insertos acetabulares del implante de cadera total, hoy en día se fabrican de aleaciones de cobalto-cromo o de aleaciones de titanio, sin embargo, el material mas utilizado para esta aplicación, desde que la artroplastía total fue implementada, es el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE).

2.4 Biomecánica de la cadera

Como introducción a la biomecánica, podemos citar a la bioingeniería, la cual consiste en la aplicación de principios de ingeniería y de procedimientos de diseño para resolver problemas médicos. Dentro de las especialidades de la bioingeniería se incluyen la biomecánica, la ingeniería bioquímica y la bioelectricidad [8].

Durante la década de los 70's, la comunidad internacional adoptó el termino de biomecánica para describir la ciencia que, como su nombre lo indica, se encarga del estudio de sistemas biológicos desde una perspectiva mecánica. La biomecánica estudia el sistema osteoarticular y muscular como estructuras mecánicas sometidas a movimientos y fuerzas [15].

Un estudio de biomecánica de la cadera consiste en un análisis cinemático así como también en la determinación de los esfuerzos a los que se encuentra sometida la articulación al realizar su función. La evaluación y descripción biomecánica de cualquier articulación depende del tipo de movimiento que esta realiza. Debido a lo anterior, la mayoría de los estudios de cadera están enfocados en la biomecánica durante la marcha humana al caminar, por ser esta la principal función para la cual está diseñada.

2.4.1 Cinemática de la cadera

Debido a que en la articulación de la cadera humana los componentes óseos se encuentran articulados pero libres entre sí, pueden moverse en tres planos alrededor de tres ejes. Para describir la cinemática de la cadera se deben definir estos ejes localizados junto con los planos de referencia, tal como se observa en la figura 2.6, así como una posición de partida o neutra en la que los ángulos de rotación en los tres ejes definidos se consideren nulos. Esta posición de partida es, generalmente la bipedestación y los planos de referencia son los planos sagital, frontal y transversal [9].

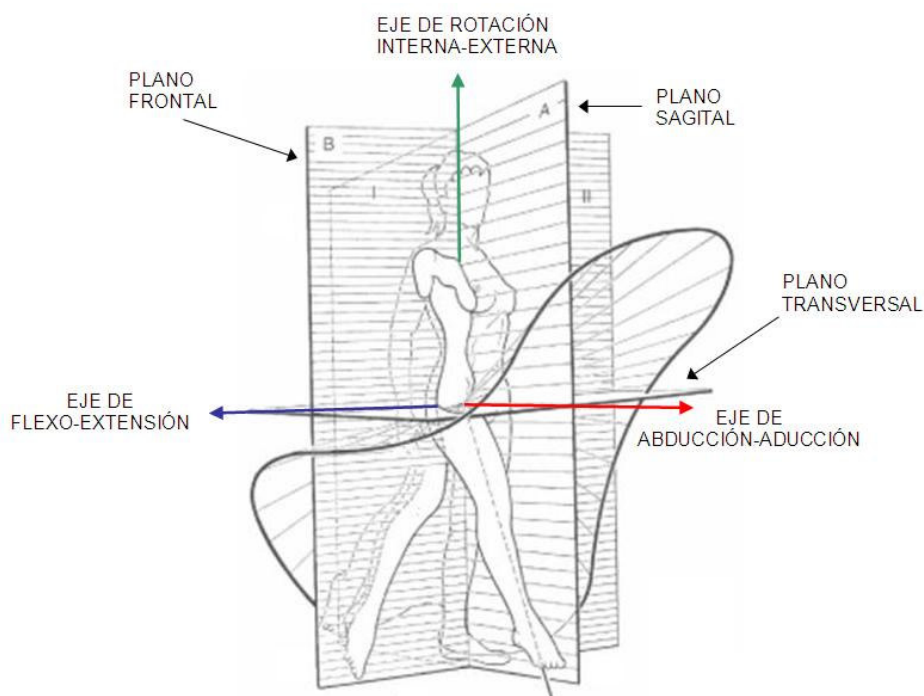


Figura 2.6 Planos y ejes de referencia en la articulación de cadera.

El movimiento proyectado en dichos planos se descompone en flexión-extensión (FE) para el plano sagital, abducción-adducción (AA) para el plano frontal y rotación interna-externa (IER) para el plano transversal.

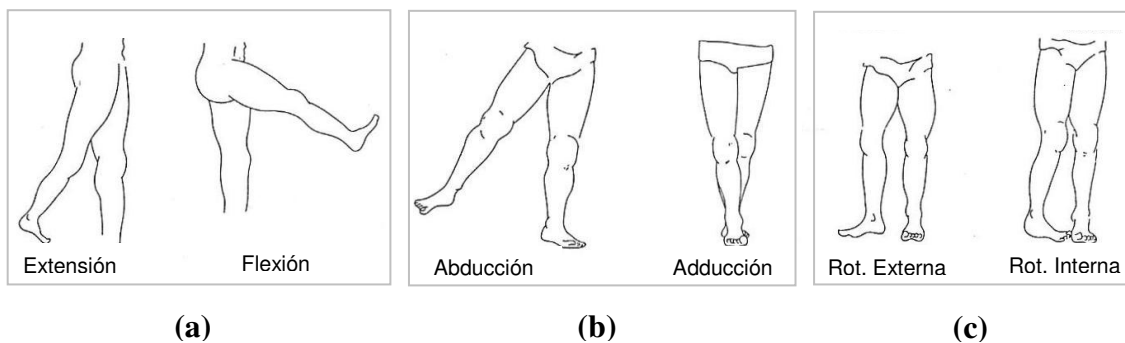


Figura 2.7 Movimientos de la cadera en los planos: (a) sagital, (b) frontal y (c) transversal.

En 1969, los investigadores Johnston and Smidt [16] calcularon la amplitud de los ángulos de movilidad de la cadera durante la marcha normal utilizando técnicas electrogoniométricas. En el análisis del ciclo de marcha, se considera al apoyo del talón contra el suelo como la fase inicial, según se observa en la figura 2.8(a), el apoyo de la planta completa del pie se presenta aproximadamente a la mitad del ciclo, figuras 2.8 (b) y (c), y la fase de oscilación o zancada durante se considera la parte final, tal como se observa en la figura 2.8 (d).

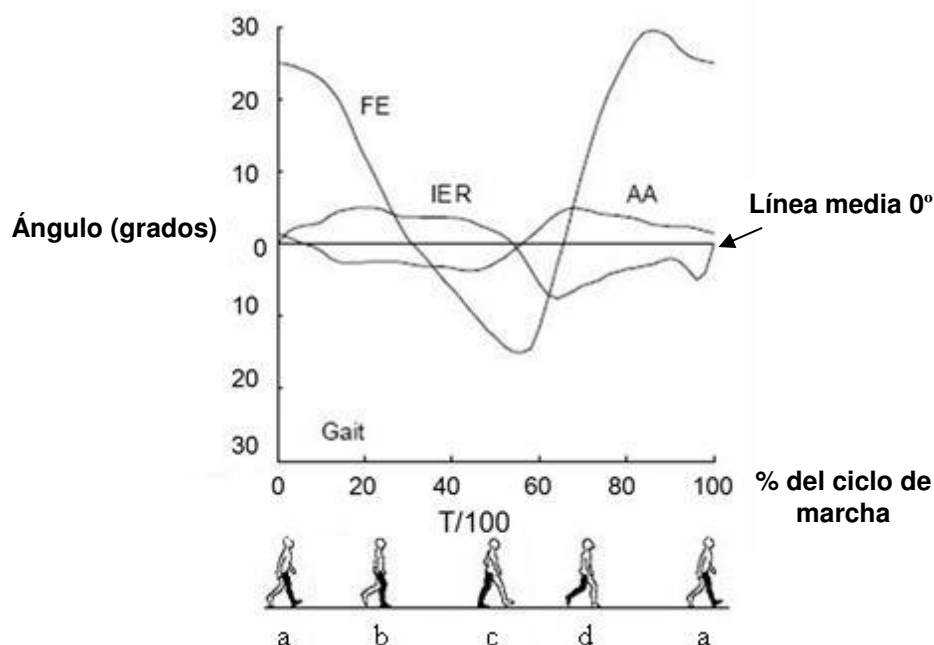


Figura 2.8 Curvas de movimiento de la articulación de cadera durante la marcha normal al caminar (Johnston and Smidt, 1969). (a) Fase de apoyo inicial, (b) fase de apoyo medio, (c) fase de apoyo total y, (d) inicio de la fase de oscilación (zancada).

En el eje vertical de la gráfica de la figura 2.8, se presentan las amplitudes correspondientes a los movimientos de la cadera en cada uno de los tres planos, expresada en grados, durante la marcha al caminar. Partiendo de la línea media hacia arriba, se indican los movimientos de flexión, adducción y rotación interna. Los movimientos de extensión, abducción y rotación externa se aprecian por debajo de la línea media. En el eje horizontal de la gráfica se muestra el ciclo de marcha al caminar,

expresado en porcentaje (Tiempo/100). El tiempo de duración de un ciclo es de aproximadamente 1.1 segundos [17].

Como se mencionó anteriormente, en el plano sagital la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante una zancada al caminar, extensión progresiva y flexión progresiva, tal como se muestra en la figura 2.7(a). Durante la fase de apoyo inicial la flexión de cadera se mantiene en alrededor de los 23° , según se observa en la figura 2.8(a). Durante el apoyo medio va produciéndose de forma progresiva la extensión, que alcanza su mayor amplitud alrededor de los 15° , al término de la fase de apoyo total. Inmediatamente después se inicia la inversión del ciclo, iniciándose la flexión de cadera que se incrementa al a partir de la fase de oscilación, alcanzando y manteniendo los 23° de flexión durante la fase final de la oscilación.

En el plano frontal, la cadera parte de una posición neutra en el apoyo inicial del talón, iniciando una rápida abducción que se mantiene en torno a 5° durante el apoyo medio, según se observa en la figura 2.8 (b). Durante la fase de apoyo total se produce una rápida inversión hasta los 5° de adducción, ver figura 2.8 (c) y durante la fase de oscilación recupera de forma progresiva su posición neutra, tal como se muestra en la figura 2.8 (d).

En el plano transversal, la cadera experimenta una rotación interna creciente durante el ciclo de marcha, comenzando con 7.5° de rotación externa en el apoyo inicial, según se observa en la figura 2.8 (a), y finalizando con 7.5° de rotación interna al inicio de la fase de oscilación, tal como se muestra en la figura 2.8 (d).

2.4.2 Ciclo de carga durante la marcha normal

El conocimiento de las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera es de suma importancia e interés al momento de realizar estudios biomecánicos de dicha articulación. Por tal motivo, es necesario conocer no sólo las fuerzas que actúan en estado de equilibrio sobre la cadera, sino también las fuerzas que se generan

dinámicamente como consecuencia de la acción muscular y del movimiento al caminar, como se mencionó anteriormente.

Diversos autores han estudiado las fuerzas que actúan sobre la cadera durante la marcha normal al caminar [18-20] mediante plataformas de marcha y electrogoniometría pudiendo determinar las fuerzas pico de reacción articular, así como su correlación con la actividad muscular específica. De dichos estudios, se observó que se producen dos picos de fuerza máximos durante el ciclo de marcha al caminar, según se observa en la figura 2.9.

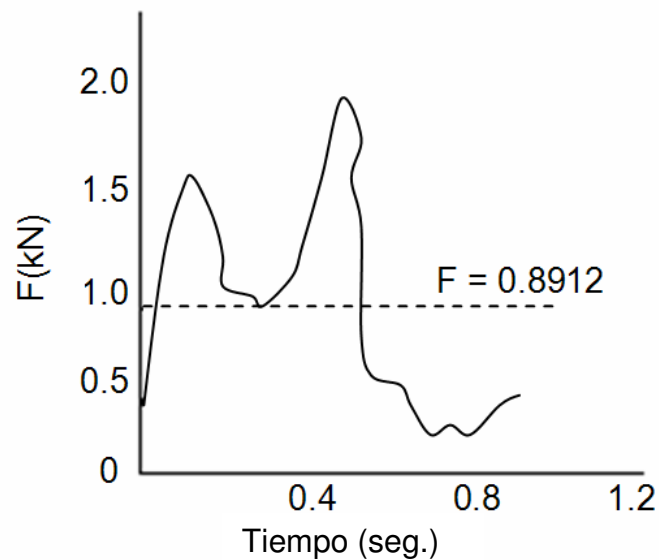


Figura 2.9 Ciclo de carga durante la marcha normal al caminar, conocido como Ciclo de Paul [20].

El primero de estos picos (ver figura 2.9) se produce inmediatamente al choque de talón con el suelo, tal como se observa en la figura 2.10 (a), y el segundo justo antes del despegue del pie, figura 2.10 (c). Así mismo, y durante la fase de apoyo, es decir, aquella fase en la que toda la planta del pie contacta con el suelo, ver figura 2.10 (b), se observó que la fuerza de reacción articular disminuyó por debajo del peso corporal, debido a que la línea de acción de la fuerza de reacción pasa muy cerca de la cadera, resultando un momento o torque casi nulo, según se observa en la figura 2.11 (c).

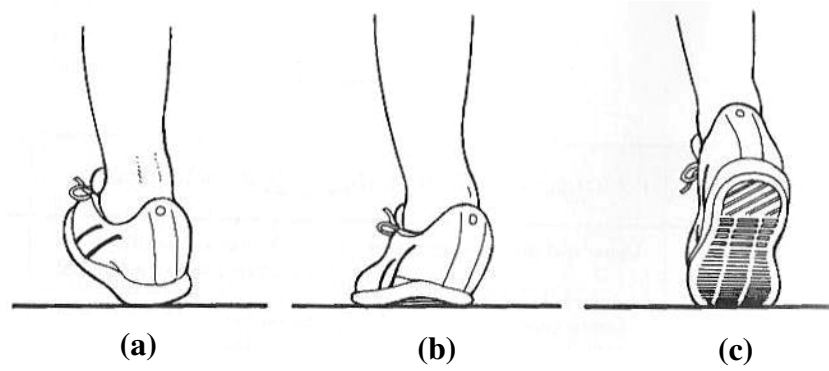


Figura 2.10 (a) Fase de apoyo inicial, (b) fase de apoyo total, y (c) inicio de la fase de oscilación.

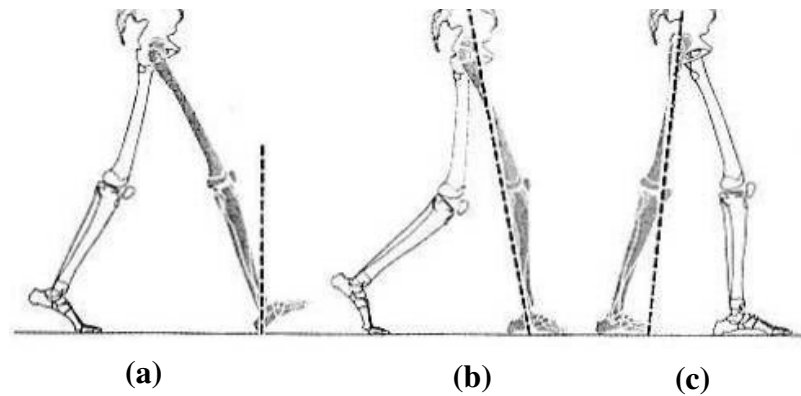


Figura 2.11 (a) Momento flexor en el contacto inicial, debido a la situación anterior de la fuerza de reacción. (b) En la fase de apoyo medio, la reducción del brazo de palanca implica un menor momento. (c) En la fase de apoyo total, la línea de acción de la fuerza de reacción pasa muy próxima a la cadera, con lo que el momento es casi nulo.

2.5 Microseparación

El desgaste en los implantes de cadera, es la principal causa de que una artroplastía total de cadera fracase, especialmente en pacientes jóvenes [21-24]. Aunado a lo anterior, hay muy pocas investigaciones enfocadas a estudiar la relación que existe entre el desgaste en implantes de cadera, los movimientos “in vivo” y las fuerzas que actúan sobre dicha articulación. Algunos investigadores han utilizado técnicas de telemetría [25-29] y modelación matemática [30-33] para predecir estas fuerzas, y la información obtenida de

estos estudios ha sido utilizada para diseñar *dispositivos tribológicos de simulación de cadera* que ayuden a predecir los patrones de desgaste producidos en implantes quirúrgicos de pacientes después de una artroplastía total.

Desafortunadamente, los patrones de desgaste producidos por estos *simuladores de cadera*, no siempre coinciden con los encontrados en implantes extraídos de pacientes [3,4]. La mecánica de contacto en implantes quirúrgicos de cadera ha sido analizada bajo condiciones de contacto ideales de los simuladores de cadera actuales [34]. En dichos estudios se ha encontrado que los esfuerzos producidos son relativamente pequeños, debido a la geometría conformante entre la cabeza femoral y la copa acetabular de UHMWPE. Con lo anterior, se demuestra que las condiciones de contacto reproducidas en los simuladores de cadera, no siempre se presentan en pacientes con implantes de cadera al momento caminar por lo que se puede asumir que estas discrepancias pueden ser debido a las diferencias entre la cinemática reproducida por los simuladores de cadera y la cinemática de una cadera implantada.

Recientemente, ha sido utilizada una técnica de video mediante fluoroscopia para estudiar la cinemática de la articulación de la cadera humana “in vivo” [5-7]. Los investigadores que realizaron dichos estudios concluyeron que la cinemática de una cadera normal difiere con la de una cadera implantada, esto debido a que las estructuras de soporte (tejido conectivo suave) de la articulación son removidas durante la artroplastía total de cadera [5,6].

En una articulación de cadera normal, la cabeza femoral es retenida con el acetábulo (ver figura 2.12) por medio de numerosas estructuras de soporte formadas por tejidos suaves, incluyendo la capsula fibrosa, el ligamento de la cabeza del fémur, y los ligamentos mencionados anteriormente. Durante la artroplastía total de cadera, el ligamento del fémur es removido quirúrgicamente. Adicionalmente, una porción de las estructuras remanentes de soporte formadas por tejido suave son disectadas para facilitar la exposición quirúrgica [5].

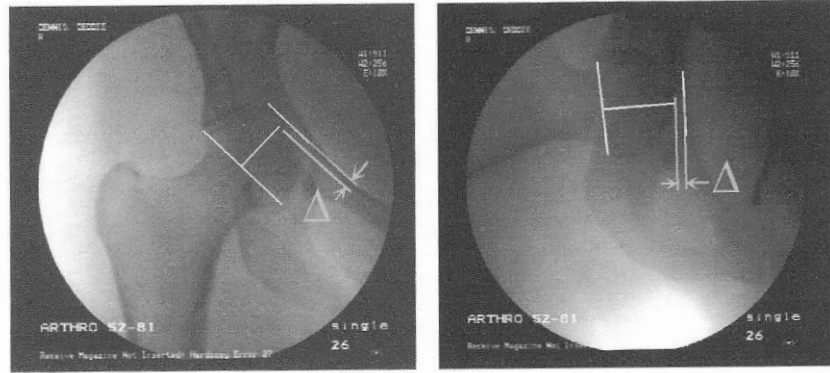


Figura 2.12 Imágenes de una persona con cadera sana, sin implante, obtenida mediante fluoroscopia, en donde se aprecia que no existe separación entre los componentes de la articulación [5].

Los estudios anteriormente mencionados, demostraron que en una cadera implantada, la cabeza femoral se puede separar de la copa acetabular durante la marcha al caminar. A este fenómeno se le conoce como microseparación. La microseparación se presenta durante la fase de oscilación en cada ciclo de marcha, en la dirección del eje de la copa acetabular como se muestra en la figura 2.13(a). Al aplicar fuerza al momento de apoyar el talón contra el suelo, la cabeza femoral se presiona verticalmente contra la orilla de la copa acetabular, tal como se muestra en la figura 2.13(b). Posteriormente la cabeza femoral se reubica al centro de la copa acetabular al apoyar la planta del pie contra el suelo, figura 2.13(c).

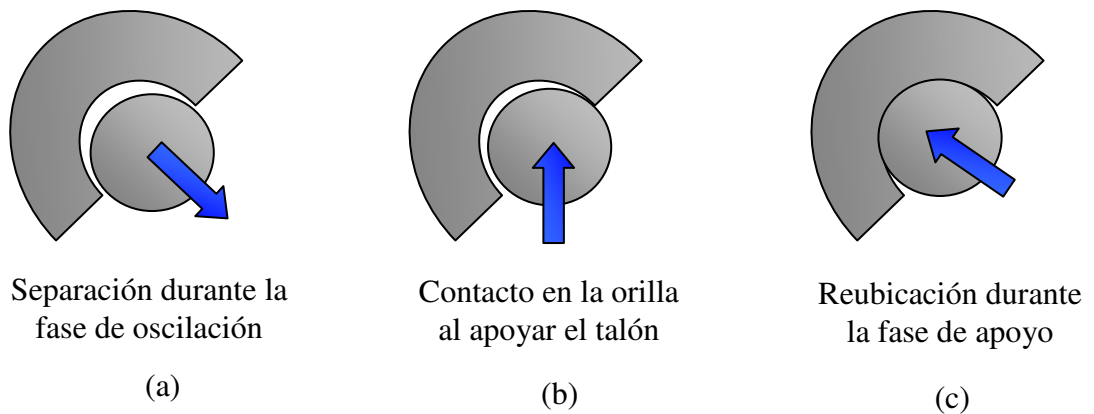


Figura 2.13 Ilustración esquemática de la microseparación presentada en implantes de cadera durante el ciclo de marcha normal al caminar.

En la figura 2.14 se muestra la imagen de una cadera implantada, obtenida mediante fluoroscopia y analizada por medio de un modelo en tridimensional en computadora, donde se aprecia que existe microseparación entre los componentes. El modelo en 3D se inserta a la escena en 2D obtenida mediante fluoroscopia por medio de un algoritmo computacional, en donde se puede medir la distancia entre los componentes y determinar si el fenómeno de la micro-separación esta presente [5].

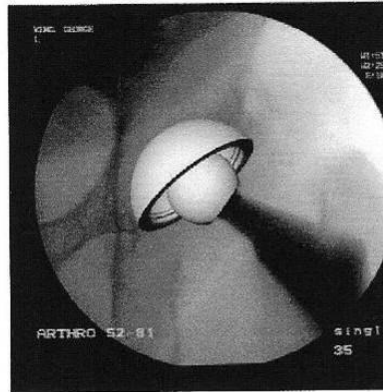


Figura 2.14 Imagen de una cadera implantada, obtenida mediante fluoroscopia y analizada mediante un modelo en tridimensional en computadora [5].

Por otra parte, se ha encontrado que en pacientes con prótesis de cadera metal-metal o cerámico-cerámico, la microseparación es de aproximadamente 0.75 mm y en pacientes con prótesis de cadera metal-polietileno la distancia de separación oscila en un rango entre 2 y 5 mm.

La microseparación entre la cabeza femoral y la copa acetabular es potencialmente perjudicial y puede jugar un papel muy importante en complicaciones para el paciente como el desgaste prematuro e inestabilidad.

2.6 Simuladores de cadera

Los simuladores de cadera, son máquinas de desgaste diseñadas para estudiar el desempeño tribológico de los biomateriales utilizados en prótesis totales de cadera.

La historia del desarrollo de los simuladores de cadera esta influenciada principalmente por diferentes líneas de investigación, la cual ha conducido al desarrollo de una gran diversidad de diseños con diferentes características. Las características que se requieren en un ensayo tribológico de este tipo son: estandarización, repetibilidad, pruebas de corta duración, y técnicas simples de medición.

El punto de partida en un proceso de simulación, es la recaudación de información disponible del sistema real (es nuestro caso en particular el sistema real es la cadera humana) y del sistema de prueba (el simulador de cadera). Una simulación exitosa requiere similitud entre el funcionamiento del sistema real y la operación del sistema de prueba. Para obtener esta similitud, la selección de la geometría de los componentes a estudiar es un factor crítico en la simulación de las condiciones de desgaste. La configuración de las geometrías comúnmente utilizadas para realizar pruebas de desgaste en implantes totales de cadera, es la ball-and-socket [35], la cual simula los componentes femorales y acetabulares del reemplazo total de cadera, tal como se observa en la figura 2.15.

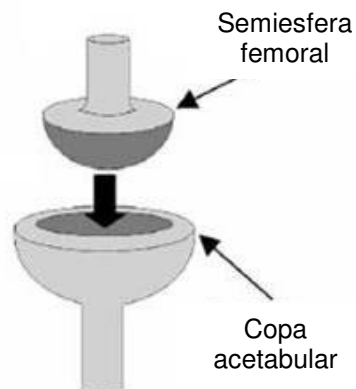


Figura 2.15 Configuración geométrica utilizada en pruebas de desgaste de implantes totales de cadera [36].

Otros factores, que influyen significativamente en el éxito de la simulación, además del tipo de contacto, son: el tipo de movimiento, carga aplicada, velocidad, condiciones de lubricación y condiciones de operación (contaminación, temperatura y humedad). Con la implementación de los simuladores de cadera actuales se obtiene una simulación mas cercana a las condiciones “in vivo” de la cadera humana respecto a las configuraciones básicas empleadas en pruebas de desgaste de prótesis de cadera, como la configuración pin-on-disk [37] la cual se ilustra el la figura 2.16.

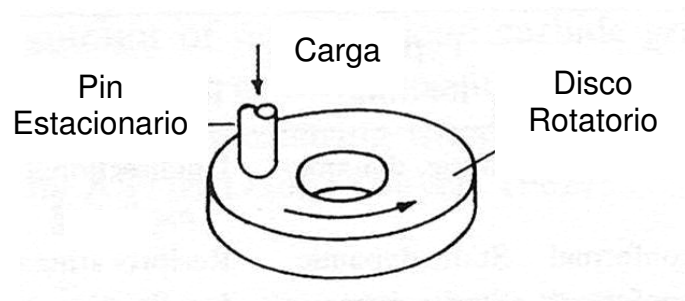


Figura 2.16 Ilustración esquemática de la configuración de geometría Pin-on-disk.

De acuerdo con el tipo de movimiento que realizan, los simuladores de cadera se pueden clasificar en:

- Uniaxiales, reproduciendo únicamente FE.
- Biaxiales, reproduciendo FE y AA.
- Triaxiales, reproduciendo FE, AA y IER.

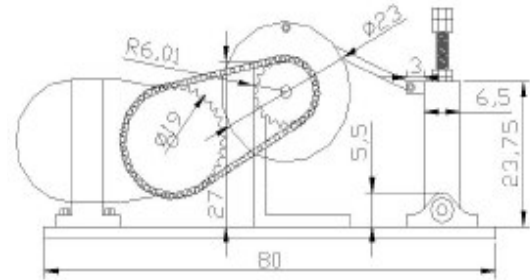
La cinemática de la articulación de la cadera humana es reproducida con mayor precisión en simuladores triaxiales con respecto los simuladores de cadera uniaxiales (flexión-extensión pura).

Un ejemplo de un simulador de cadera uniaxial, es el simulador de cadera FIME I [38], desarrollado en la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la UANL. En el simulador de cadera FIME I, el cual se ilustra en la figura 2.17, cuenta con cuatro

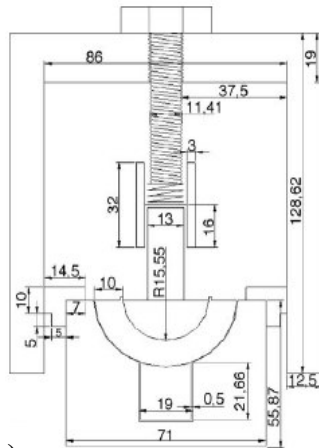
estaciones, donde las muestras se experimentan movimientos de flexión-extensión con una amplitud de $\pm 23^\circ$ a una velocidad de 1.5 Hz, además de ser sometidas a una carga constante de 2 KN.



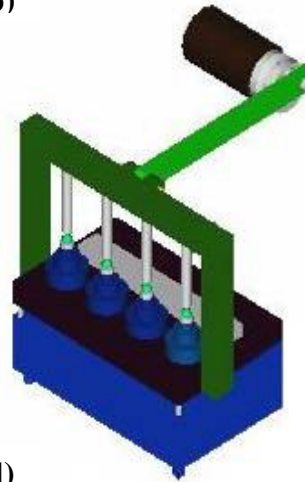
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 2.17 (a) Simulador de cadera FIME I. (b) Esquema de la vista lateral del simulador. (c) Esquema de una estación de pruebas. (d) Isometría del simulador (cotas en milímetros).

Un equipo ligeramente más complicado, es el simulador de cadera de movimiento biaxial recíprocante (BRM, por sus siglas en inglés), en el cual, los movimientos de flexión-extensión y abducción-adducción son simplificados, resultando en un equipo de relativamente bajo costo. Existen diferentes configuraciones de este tipo de simuladores de cadera, pero todos coinciden sus componentes: una base giratoria, en la cual se monta el componente femoral con cierto ángulo de inclinación (dependiendo del fabricante)

para reproducir los movimientos fisiológicos de la cadera humana; un brazo anti-rotación para limitar el giro del componente femoral; y la copa acetabular montada verticalmente. En la figura 2.17 se muestran los componentes de un simulador de cadera con movimiento biaxial recíprocante, BRM.

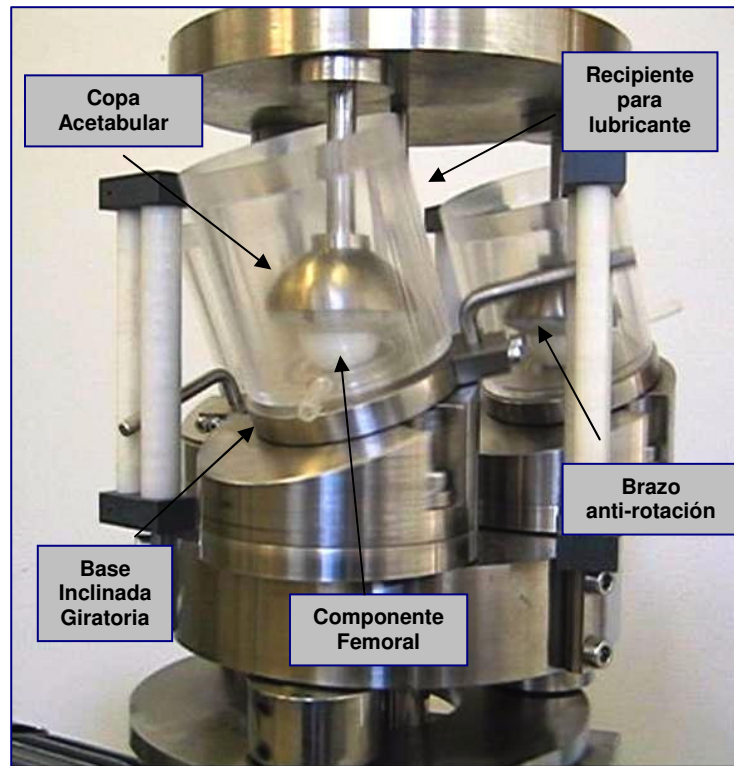


Figura 2.18 Simulador de cadera con movimiento biaxial recíprocante (BRM), HUT-3, [39].

Existen al menos cuatro versiones diferentes de simuladores BRM, tres comerciales (MMED, MTS y SW) y una académica (Saikko and Ahlroos, 1999). Un estudio reciente sobre a las versiones comerciales de los simuladores BRM [40], demostró que el brazo anti-rotación de estas versiones permite que, además de los movimientos de abducción-adducción y flexión-extensión, el movimiento de rotación interna-externa sea generado.

En la tabla 2.2 se presenta un resumen de los simuladores de cadera utilizados en diferentes centros de investigación alrededor del mundo, y los movimientos realizados por cada uno de ellos.

Tabla 2.2 Resumen de los simuladores de cadera contemporáneos.

Simulador	Movimientos reproducidos	Referencia
FIME I	FE	Hernández y col. (2004)
AMTI	FE, AA, IER	Bragdon y col. (1996)
Munich	FE, AA, IER	Ungethüm (1976)
Leeds Mk I	FE, AA, IER	Dowson y Jobbins (1988)
ISO/DIS 14242-1	FE, AA, IER	ISO/DIS 14242-1 (2001)
Durham Mk II	FE, IER	Smith y Unsworth (2000)
Leeds Mk II	FE, IER	Barbour y col. (1999)
ProSim	FE, IER	Goldsmith y Dowson (1999)
HUT-3	FE, AA, IER	Saikko (1996)
HUT-4	FE, AA, IER	Saikko
BRM	FE, AA	Saikko y Ahlroos (1999)

Algunos de los simuladores mencionados en la tabla 2.2, se muestran en las siguientes figuras:

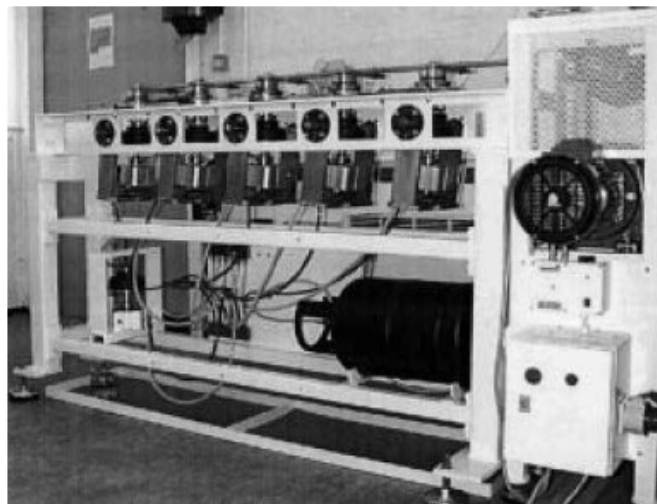


Figura 2.19 Simulador de cadera Mark II Durham [41].

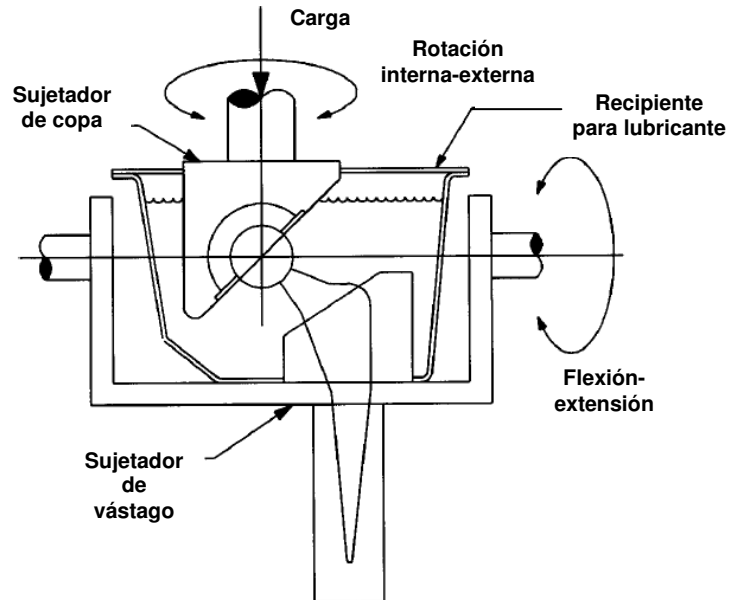


Figura 2.20 Esquema de una celda de pruebas del simulador de cadera Leeds Mark II [42].



Figura 2.21 Simulador de cadera ProSim/DePuy Internacional [2].

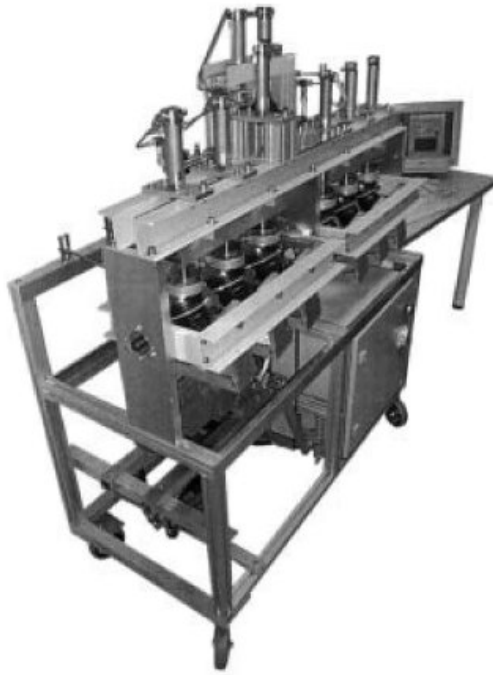


Figura 2.22 Simulador de cadera de acuerdo a la norma ISO/DIS 14242-1[43].

Capítulo 3

EXPERIMENTACIÓN

3.1 Introducción

En el presente capítulo se describe la parte experimental del presente trabajo, la cual consistió en el desarrollo de un simulador de cadera para realizar pruebas de desgaste en implantes quirúrgicos. El proceso experimental comprendió el diseño del simulador de cadera FIME II, su construcción, la selección e integración de un sistema de instrumentación y control electrónico y finalmente las pruebas de validación. Debido a la naturaleza del proyecto, el largo proceso experimental se resume en la siguiente sección del capítulo por medio del plan experimental.

3.2 Plan Experimental

El plan experimental, como se muestra en la figura 3.1, presenta de forma esquemática los pasos que se siguieron durante la experimentación.

- Diseño conceptual
- Diseño a detalle
- Fabricación y ensamble de componentes
- Control e instrumentación
- Pruebas de evaluación y validación

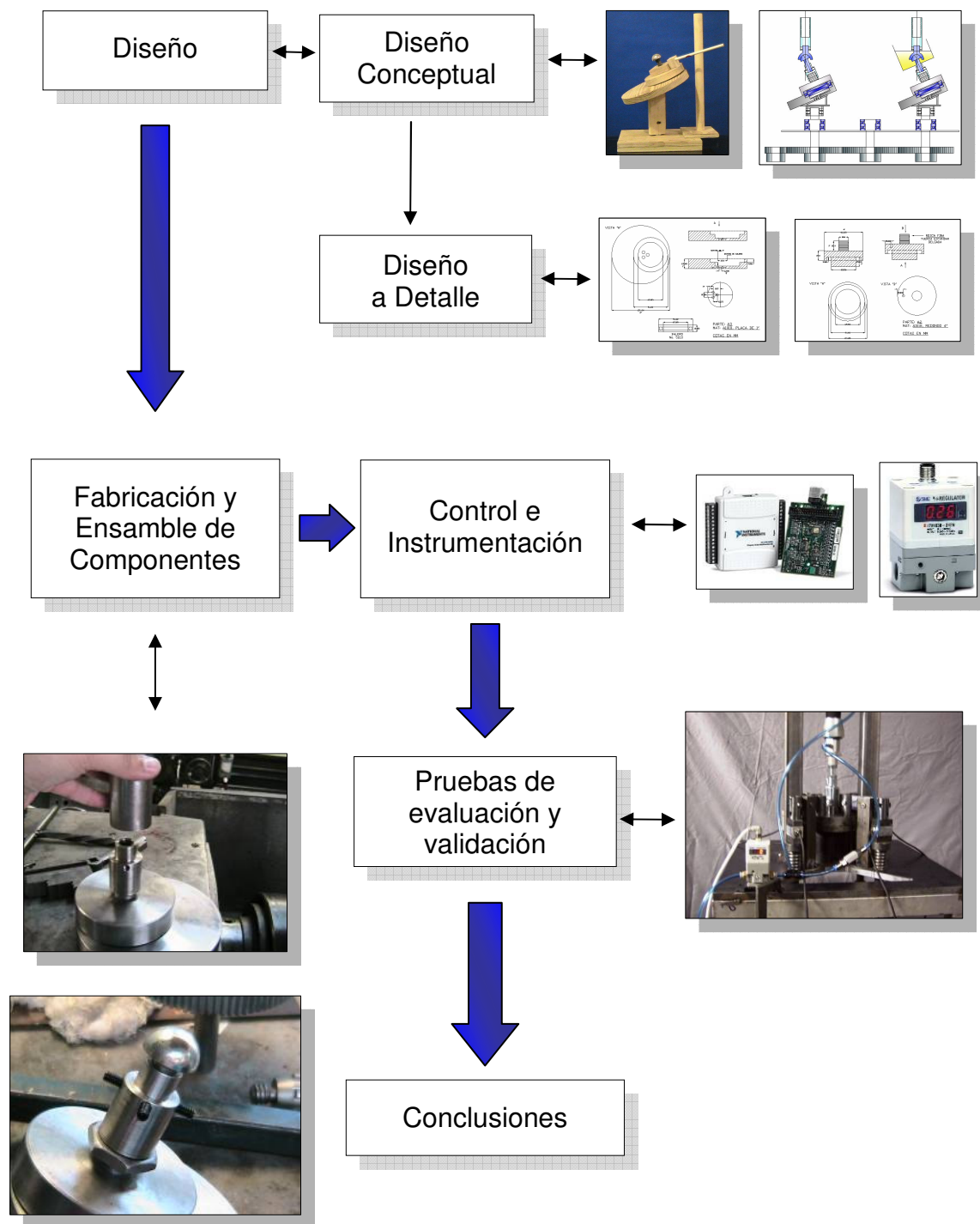


Figura 3.1 Diagrama del plan experimental.

3.3 Diseño

Tomando en cuenta la información de biomecánica de la cadera en conjunto con las necesidades y limitaciones del presente proyecto, se optó por diseñar un simulador de cadera que reprodujera los movimientos triaxiales de la cadera de flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA) y rotación interna-externa (IER); el ciclo de carga variable durante la caminata y el fenómeno de la microseparación, una característica no incluida anteriormente en ningún simulador de cadera en el mundo.

Como parte del proceso creativo, el de diseño del simulador de cadera se dividió en dos etapas:

- Diseño conceptual
- Diseño a detalle

3.3.1 Diseño conceptual

En la etapa de diseño conceptual, se definió construir un simulador de cadera de tipo BRM, de 4 estaciones de pruebas con un sistema de carga variable y microseparación.

Una vez definida la configuración del simulador, el siguiente paso fue definir cada uno de los sistemas necesarios para imprimirle las características deseadas. Se diseñó un sistema motriz con una frecuencia de salida de 1.4 Hz, un sistema de simulación cinemática tipo BRM (ver sección 2.6 del capítulo 2) y un sistema de carga variable de acción neumática con los mecanismos necesarios para distribuir la fuerza en cada una de las cuatro estaciones de pruebas; así mismo se empleó un sistema de resortes para reproducir el fenómeno de microseparación.

Como parte del diseño conceptual, se elaboraron algunos bocetos preliminares del simulador de cadera, los cuales se muestran en la figura 3.2.

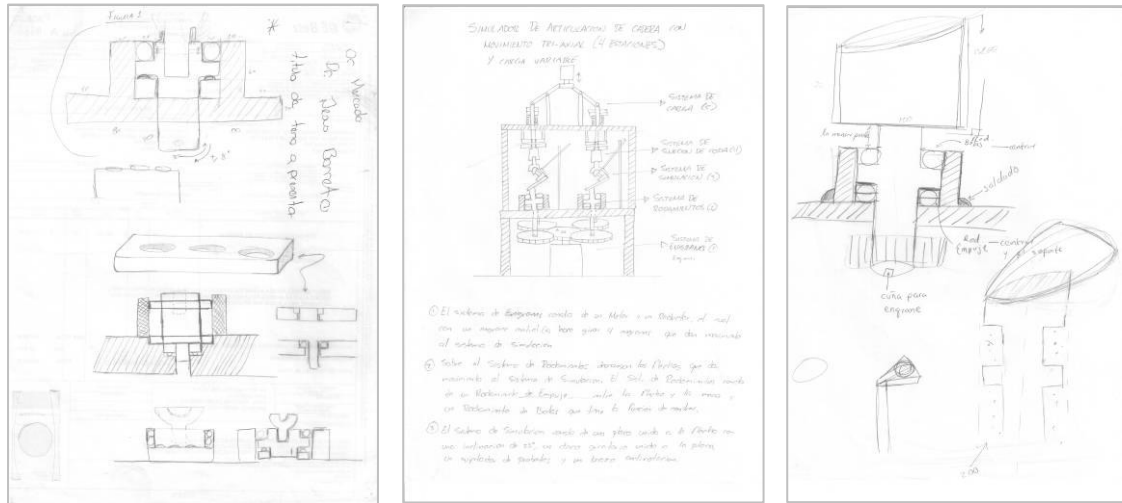


Figura 3.2 Bocetos preliminares del Simulador de Cadera FIME II.

También se elaboraron dibujos en 2D de cada uno de los sistemas del simulador utilizando AutoCAD, como se puede observar en la figura 3.3, y se fabricó un modelo de madera de una estación de pruebas, el cual fue de gran utilidad para analizar con mayor detalle la cinemática de las estaciones. El modelo de madera se puede apreciar en la figura 3.4.

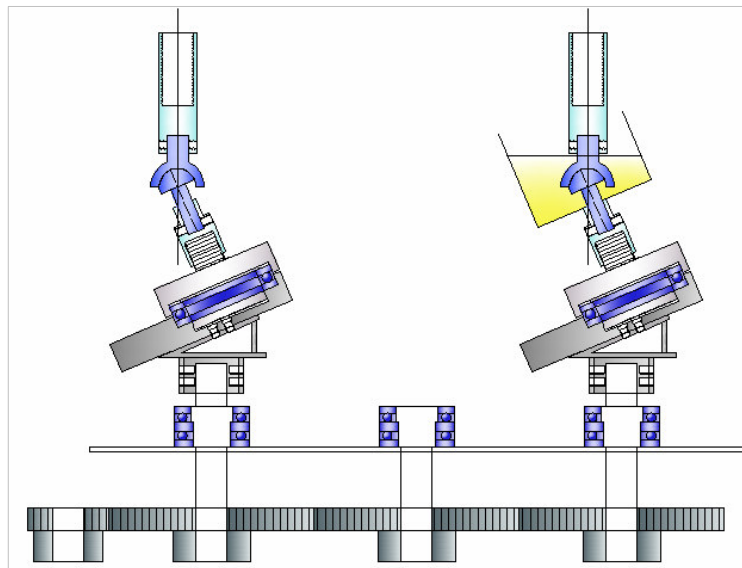


Figura 3.3 Dibujos en 2D realizados durante el diseño conceptual del simulador de cadera.

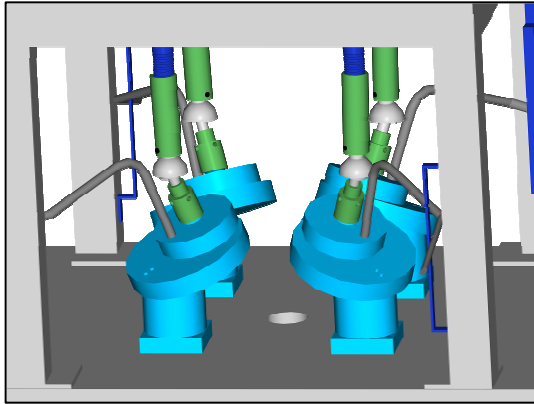


Figura 3.4 Modelo de madera del Sistema de Simulación Cinemática.

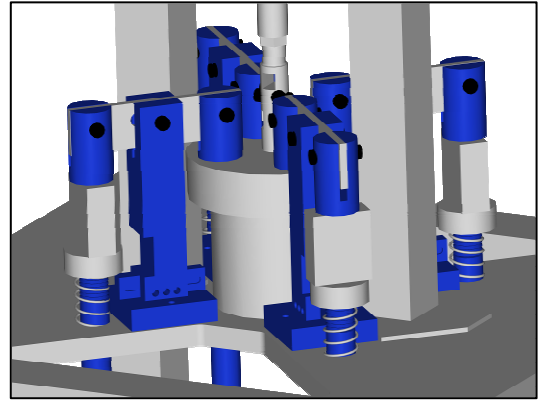
3.3.2 Diseño a detalle

En esta etapa se diseñó la ingeniería de los diferentes sistemas del simulador de cadera y se definieron los componentes a utilizar. Se realizaron modelos en 3D de los sistemas del simulador de cadera con las dimensiones finales, utilizando el software de AutoCAD, tal como se muestra en la Figura 3.5. En el Apéndice A se puede consultar el diseño a detalle de cada una de las piezas del Simulador de Cadera FIME II.

Por otra parte, se calculó la potencia necesaria del motor, la relación de reducción de velocidad para el reductor, y la relación de dientes entre los engranes para alcanzar la velocidad requerida. Respecto al sistema de carga variable, se seleccionó un elemento neumático adecuado para reproducir el ciclo de Paul y el conjunto de componentes neumáticos que implica.



(a)



(b)

Figura 3.5 Diseño a detalle de la ingeniería de: **(a)** sistema de simulación cinemática y **(b)** sistema de carga variable y microseparación.

Para controlar el sistema de carga variable y microseparación, fue necesario implementar un sistema de control electrónico e instrumentación, el cual se desarrolló en paralelo mediante otro proyecto de maestría titulado “Desarrollo de un sistema de control, para un simulador de cadera mecánico” [44].

3.4 Descripción del Simulador de Cadera FIME II

En la sección anterior se describió el proceso de diseño del simulador de cadera, el cual se compone de los sistemas que se listan a continuación:

- Sistema Motriz
- Sistema de Simulación Cinemática
- Sistema de Carga Variable y Microseparación
- Sistema de Control e Instrumentación

El simulador de cadera y sus componentes se ilustran en la figura 3.6, y cada uno de los sistemas se describen a detalle en los siguientes párrafos.

3.4.1 Sistema Motriz

El sistema motriz es el encargado de generar y transmitir fuerza y movimiento a cada una de las estaciones del simulador. La frecuencia del ciclo de marcha difiere según la persona por diversos factores, sin embargo Medley y colaboradores [17] aproximaron un promedio por de 1.1 Hz. Por otra parte, diversos autores [45,46] han reportado que un millón de ciclos equivale a la actividad de la cadera humana durante un año. Con el objetivo de incrementar la agresividad de las pruebas y acortar tiempos de ensayo, el presente simulador de cadera se diseñó para trabajar a una frecuencia de 1.4 Hz. El sistema motriz se compone de los siguientes elementos:

- Un motor eléctrico
- Un reductor de velocidad
- Un sistema de engranes de reducción de velocidad
- Un sistema de engranes de transmisión de potencia

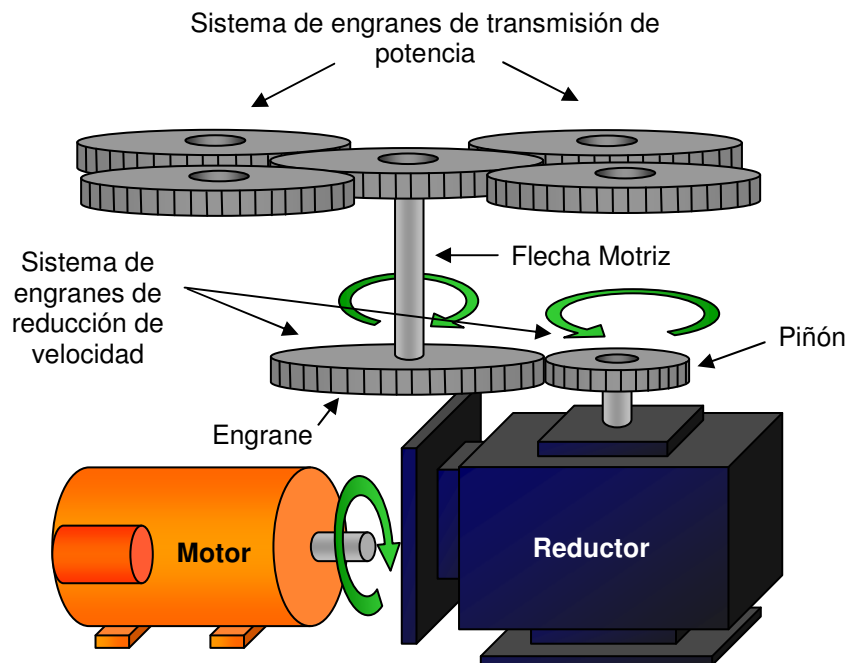


Figura 3.7 Esquema representativo del Sistema Motriz mostrando todos sus componentes.

3.4.1.1 Motoreductor

En el Simulador de Cadera FIME II se requirió de un motor eléctrico monofásico de 1 HP con una velocidad de salida de 1750 RPM acoplado a un reductor de velocidad con una relación de reducción de 60:1, cuya velocidad final resulta en 29.166 RPM (3.05 Hz). Las especificaciones del motor se incluyen en el Apéndice B.

3.4.1.2 Sistema de engranes de reducción de velocidad

Para alcanzar a reducir la velocidad final a 1.4 Hz, se diseñó un sistema de engranes de reducción de velocidad, el cual consta de un piñón adaptado a la flecha del reductor y un engrane acoplado a la flecha motriz. La relación de dientes entre el engrane y el piñón es de 78/36. El análisis de velocidades se incluye en el Apéndice C.

3.4.1.3 Sistema de engranes de transmisión

El sistema de engranes de transmisión, como su nombre lo indica, tiene la función de transmitir movimiento a cada una de las cuatro estaciones del simulador y se compone de cinco engranes, tal como se muestra en la figura 3.7. Este sistema es básicamente un sistema de engranes planetarios, en el que los cuatro engranes externos, están unidos por el engrane central.

3.4.2 Sistema de Simulación Cinemática

Como se mencionó en el capítulo anterior, la cinemática de la cadera humana se puede analizar en tres planos y el movimiento de la cadera proyectado en dichos planos se descompone en flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA) y rotación interna-externa (IER), tal como se muestra en la figura 3.8.

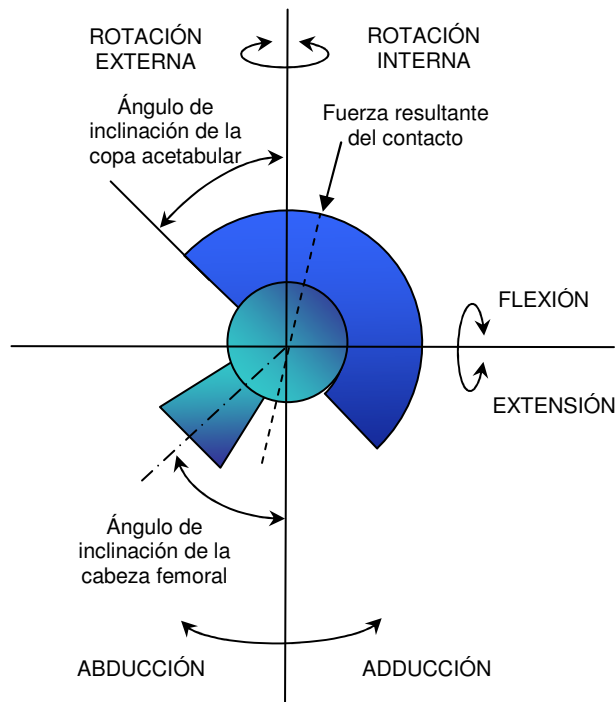


Figura 3.8 Movimientos de la articulación de la cadera.

Para el desarrollo del presente simulador de cadera, se tomó como referencia el diseño de los simuladores de cadera de movimiento biaxial recíprocante (BRM por sus siglas en inglés), debido a que en un estudio reciente se reportó que este tipo de simuladores reproducen el movimiento triaxial de la cadera [40] con la secuencia FE → AA → IER según el teorema de rotación de Euler, además de contar con un diseño relativamente sencillo de fabricar. Por lo tanto, para reproducir el movimiento de la cadera en tres planos, el sistema de simulación está integrado por los siguientes elementos:

- Una base para rodamiento (A0)
- Una base rotatoria (A1)
- Una base de soporte (A2)
- Una base del porta muestra (A3)
- Un porta muestras (A4)
- Un brazo de antirotación (A5)
- Rodamientos de carga axial
- Sistema de lubricación (contenedor para suero bovino)

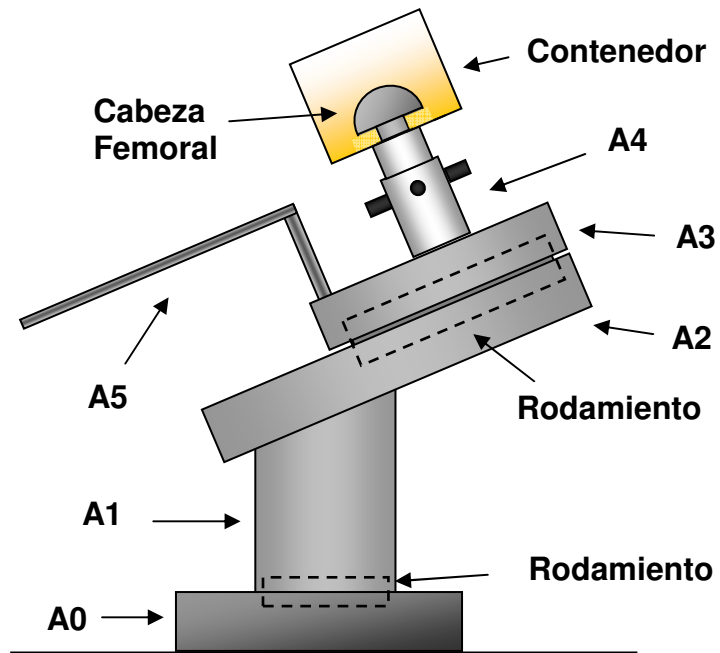


Figura 3.9 Sistema de simulación cinemática.

El funcionamiento del sistema de simulación de los simuladores BRM se puede explicar con el modelo de madera mencionado anteriormente.

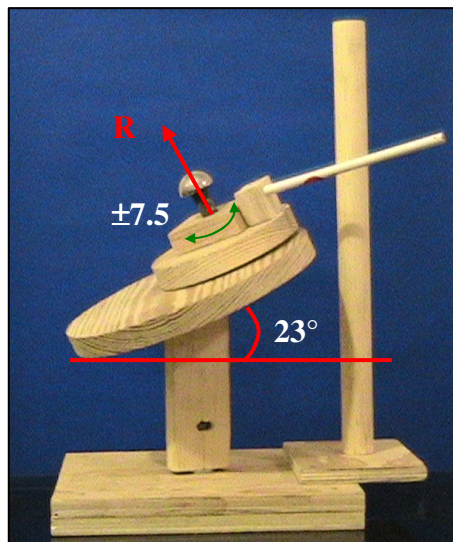


Figura 3.10 Modelo de madera explicando la amplitud de los movimientos en el simulador de cadera.

La amplitud de los movimientos de flexión-extensión (FE) y abducción-adducción (AA) se rige por la inclinación a la se posiciona la muestra, en nuestro caso 23° , como se muestra en la figura 3.10. Durante un giro de 360° , las muestras experimentan los movimientos de flexión, abducción, extensión y adducción en el orden mencionado, tal como se observa en la figura 3.11, además de los movimientos de rotación interna y externa (IER). El movimiento de rotación interna-externa (IER) esta controlado por el brazo anti-rotación, cuyos detalles se explican en el apéndice D.

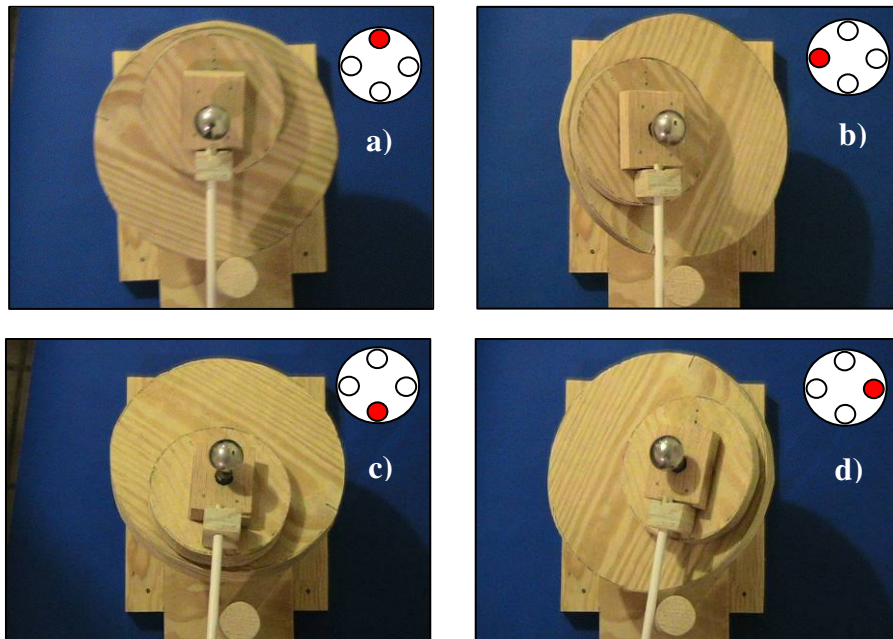


Figura 3.11 Movimientos de flexión-extensión (FE) y abducción-adducción (AA) en un simulador de cadera BRM. **a)** Flexión, **b)** abducción, **c)** extensión y **d)** adducción.

3.4.3 Sistema de Carga Variable y Microseparación

La función del sistema de carga variable es reproducir un patrón de carga variable en el tiempo (lo más apegado posible al ciclo de Paul, ver figura 2.9 en el capítulo 2) en cada una de las cuatro estaciones, además de incluir el fenómeno de microseparación. El sistema de carga variable y microseparación se compone de los siguientes elementos los cuales se ilustran en la figura 3.12:

- Músculo neumático
- Válvula proporcional
- Sistema de resortes
- Sistema de distribución de fuerza
- Varilla niveladora
- Porta muestras para copa acetabular

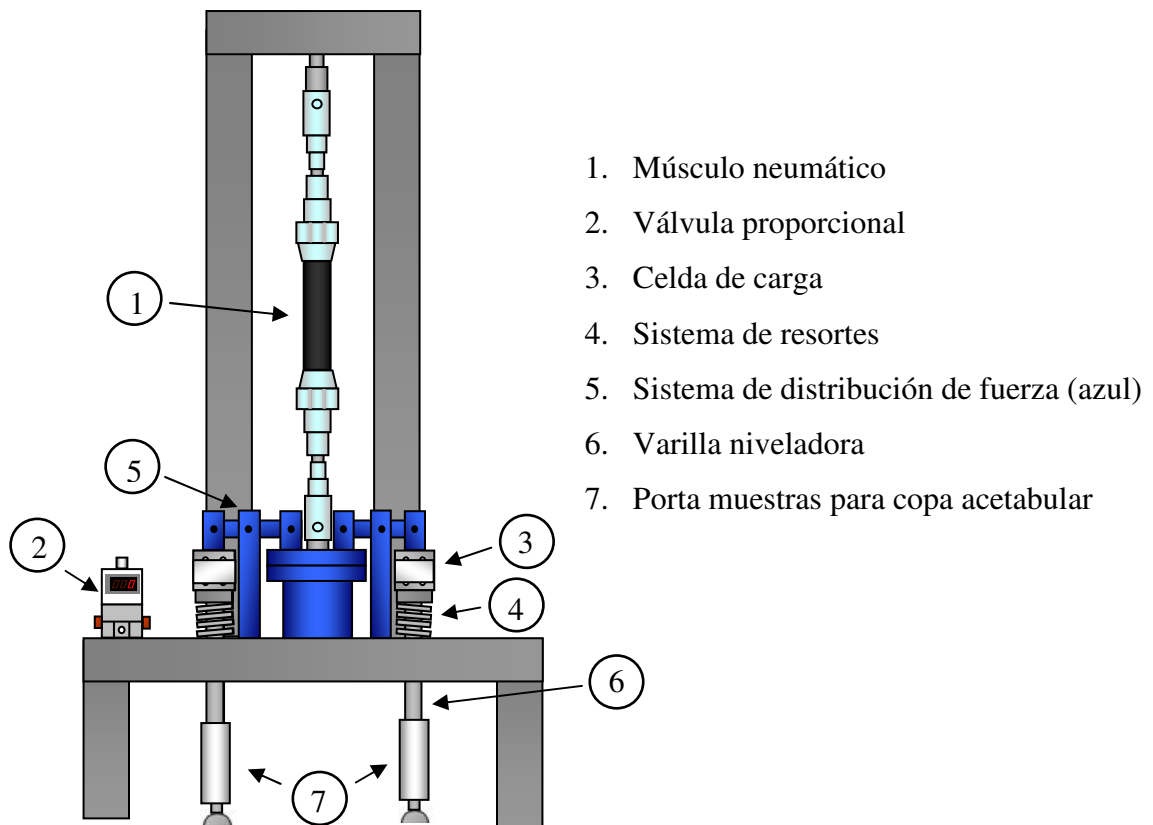


Figura 3.12 Sistema de carga variable y microseparación.

3.4.3.1 El músculo neumático

Para generar la fuerza en el sistema de carga variable y microseparación del presente simulador de cadera, fue seleccionado un músculo neumático, el cual se define como un actuador de tracción que imita la musculatura humana. Se trata de un tubo flexible que se contrae cuando se aplica presión. Para aprovechar esta fuerza de contracción, el tubo flexible esta envuelto por una red de fibras en forma de rombos. De esta manera se obtiene una estructura reticulada tridimensional. Aplicando una presión interior, la periferia se dilata, con lo que se obtiene una fuerza de tracción y un movimiento de contracción a lo largo del músculo neumático [47]. Para el presente proyecto fue seleccionado el modelo MAS-40 de Festo, el cual ofrece una fuerza de tracción máxima de 5700 N a una presión de 6 bar.



Figura 3.13 Músculo neumático MAS.

Las especificaciones este dispositivo se pueden consultar en el Apéndice E.

3.4.3.2 Válvula proporcional

La válvula proporcional es un regulador electro-neumático cuya función es regular la presión aire que entra al músculo neumático y de esta manera controlar la fuerza aplicada en cada estación de pruebas del simulador, siguiendo el ciclo programado. El circuito electro-neumático regulador músculo se muestra en la figura 3.14.

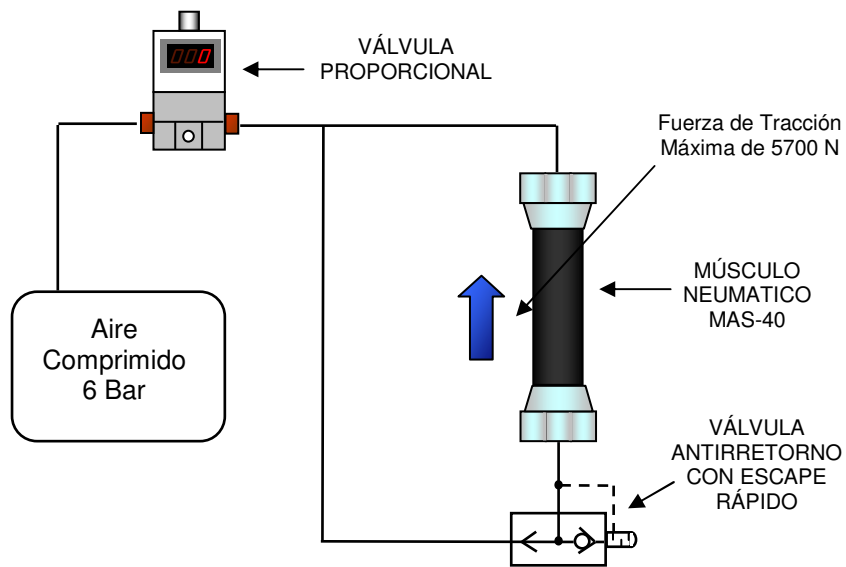


Figura 3.14 Circuito electro-neumático regulador músculo.

De acuerdo a lo anterior, se seleccionó un regulador electroneumático de la marca SMC, según se observa en la 3.15, que opera partiendo del principio que presentan las válvulas proporcionales, en este caso, con una señal proporcional de voltaje se controla la salida de aire comprimido. Algunos datos técnicos de la válvula proporcional se presentan en el Apéndice F.



Figura 3.15 Regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC.

La válvula proporcional es controlada por el sistema de control e instrumentación, el cual se detalla mas adelante en el presente capítulo.

3.4.3.3 Sistema de distribución de fuerza

Este sistema fue diseñado con la finalidad de multiplicar y distribuir la fuerza generada por el músculo neumático en cada una de las cuatro estaciones. El sistema de distribución de fuerza esta compuesto por los siguientes elementos:

- Ocho horquillas (Dos para cada estación)
- Cuatro pivotes
- Cuatro palancas
- Base de superior
- Base guía inferior

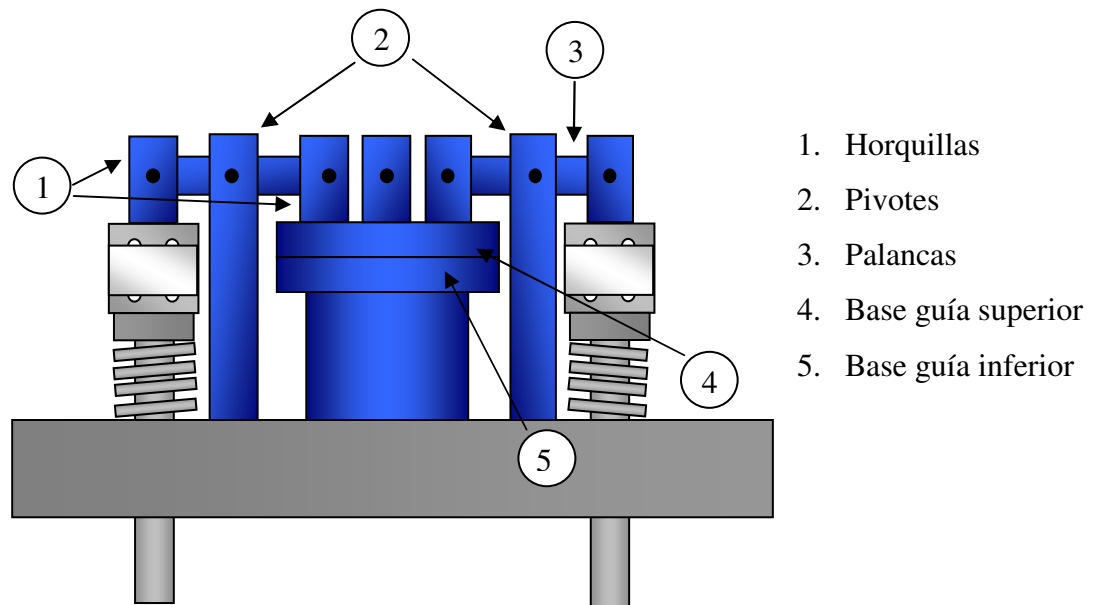


Figura 3.16 Figura ilustrativa del sistema de palancas y sus componentes (en color azul).

3.4.3.4 Sistema de resortes

Este sistema esta compuesto por cuatro resortes, los cuales ayudan a reproducir el fenómeno de la microseparación. La función de los resortes es ejercer la fuerza necesaria para separar las muestras y romper el contacto entre las superficies cuando la fuerza aplicada sea nula durante el ciclo de carga.

3.5 Sistema de Control e Instrumentación

Por medio del sistema de control e instrumentación es posible programar un ciclo de carga variable en el tiempo y controlar la válvula proporcional para que dicho ciclo sea ejecutado por el músculo neumático, además de monitorear los esfuerzos producidos en cada estación a través celdas de carga. Todo el sistema es controlado con la ayuda del software de instrumentación LabVIEW 8.0.

El sistema de control e instrumentación se divide en dos partes:

- Sistema de adquisición de datos y
- Sistema generador de fuerza variable.

3.5.1 Sistema de adquisición de datos

Este sistema se encarga de monitorear la fuerza ejercida sobre las muestras en cada una de las estaciones de pruebas del simulador de cadera y esta compuesto por los siguientes elementos:

- Celdas de carga
- Tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 (Entradas analógicas)

3.5.1.1 Celdas de carga

La celda de carga es un instrumento que mide fuerza, convirtiendo esta variable física en una señal analógica eléctrica [48]. En la actualidad existen en el mercado una infinidad de marcas de celdas de carga, dependiendo del tipo de aplicación. Para el presente trabajo, se seleccionó la celda de carga marca HBM, modelo S35, la cual se puede apreciar en la figura 3.17.



Figura 3.17 Celda de carga HBM S35.

La ficha con los datos técnicos de la celda de carga HBM Serie S35 se encuentra en el Apéndice G

3.5.1.2 Tarjeta de adquisición NI USB-6008

Son muchas las aplicaciones donde se hace indispensable el tratamiento de señales que nos proporcionen información sobre fenómenos físicos. En general, este tratamiento es necesario hacerlo sobre grandes cantidades de información y con una elevada velocidad de procesado; una computadora personal es la encargada de realizar éstas tareas debido a su excelente velocidad de procesado sobre cantidades elevadas de información. Comúnmente, los dispositivos usados para la adquisición de señales son las tarjetas de adquisición de datos, que son las que proporcionan a la computadora personal la capacidad de adquirir y generar señales, ya sean analógicas o digitales.

Para el sistema de adquisición de datos, fue seleccionada la tarjeta de adquisición Nacional Instruments USB-6008, la cual se observa en la figura 3.18. Esta tarjeta cuenta con cuatro entradas analógicas de 0 a 5 V y dos salidas analógicas también de valores de 0 a 5 V en donde se genera la señal de voltaje variable controlada a través del software LabVIEW 8.0.



Figura 3.18 Tarjeta de adquisición Nacional Instruments USB-6008.

Las especificaciones de la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 se pueden consultar en el Apéndice H.

3.5.2 Sistema generador de fuerza variable

La función del sistema generador de fuerza variable es controlar la fuerza generada por el músculo neumático a través de la válvula proporcional, generando de una señal de voltaje variable en el tiempo en un canal de salida de la tarjeta de adquisición, controlada a través del software LabVIEW 8.0. Para lograrlo, este sistema requiere de los siguientes elementos:

- Una tarjeta de adquisición NI USB-6008 (Salidas analógicas)
- Un circuito de aislamiento

3.5.2.1 Circuito de aislamiento

El circuito de aislamiento lo conforma un amplificador operacional LM741 en su configuración de seguidor de voltaje. La idea es aislar la tarjeta de adquisición de datos con el regulador electroneumático con la intención de evitar descargas eléctricas no deseadas en éstos dispositivos, que son muy costosos comparados con el LM741. Además el seguidor de voltaje se utiliza ya que su resistencia de entrada es alta (varios megaohms), por lo tanto, extrae una corriente despreciable de la tarjeta de adquisición.

El diagrama a bloques del sistema de fuerza variable se muestra en la figura 3.19.

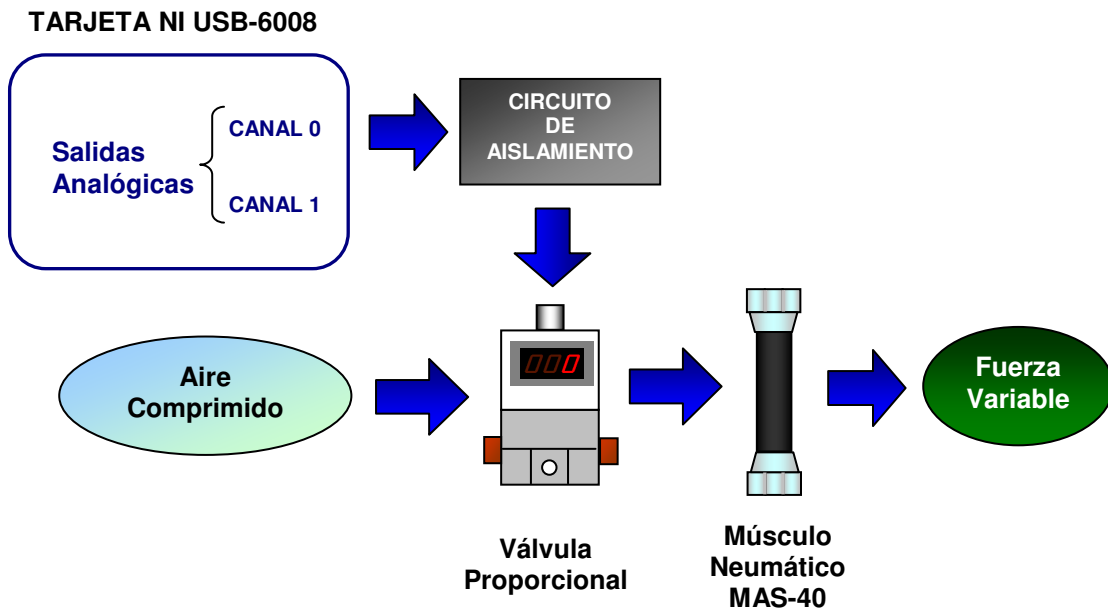


Figura 3.19 Sistema generador de fuerza variable.

Todos los detalles del Sistema de Instrumentación y Control se pueden consultar en el Apéndice I.

3.6 Fabricación y ensamble de componentes

Durante esta etapa, se fabricaron y ensamblaron las piezas diseñadas en la etapa anterior y se instalaron los componentes de cada sistema. Primero se fabricó un juego de piezas del sistema de simulación cinemática, según se observa en la figura 3.20, y se armó una estación de pruebas prototipo para revisar su funcionamiento. La estación de pruebas prototipo se puede apreciar en la figura 3.21. Una vez realizado lo anterior, se fabricaron las tres estaciones de pruebas restantes. Los dibujos de fabricación se pueden consultar en el Apéndice J.

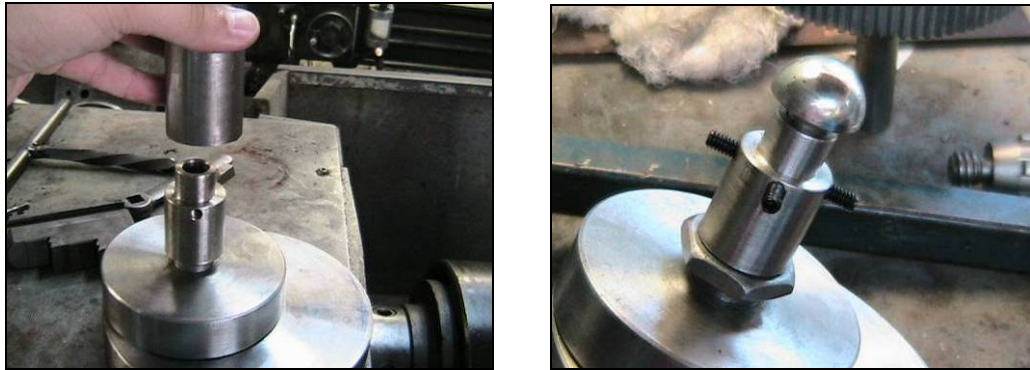


Figura 3.20 Fabricación de piezas del sistema de simulación cinemática.



Figura 3.21 Prototipo del Sistema de simulación del simulador de cadera FIME II.

Posteriormente, se ensamblaron las cuatro estaciones a una mesa, junto con el sistema motriz, tal como se observa en las figuras 3.22, 3.23 y 3.24.

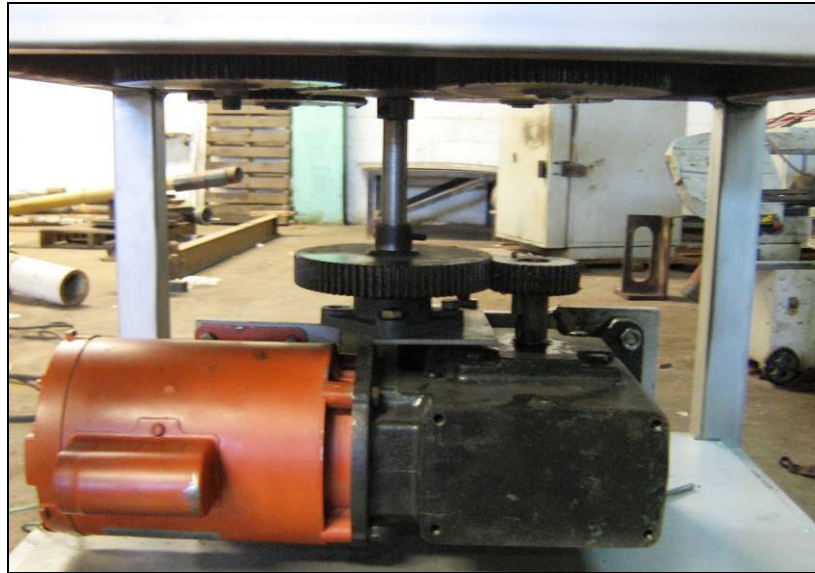


Figura 3.22 Ensamble del sistema motriz.



Figura 3.23 Ensamble de las cuatro de pruebas estaciones a la mesa.

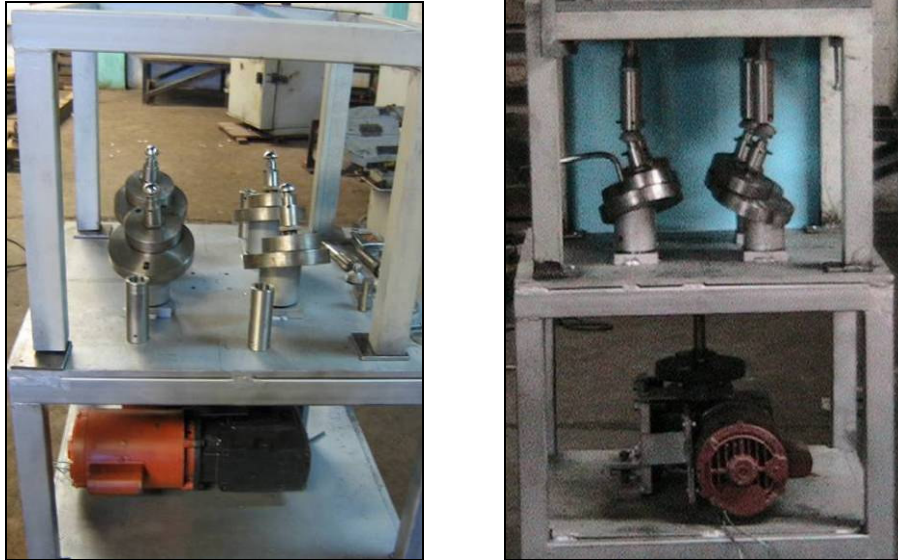


Figura 3.24 Sistemas motriz y de simulación cinemática ensamblados en la mesa.

Después de ensamblar el sistema motriz y el sistema de simulación cinemática, se ensambló el sistema de carga variable y microseparación. Los detalles se muestran en la figura 3.25.

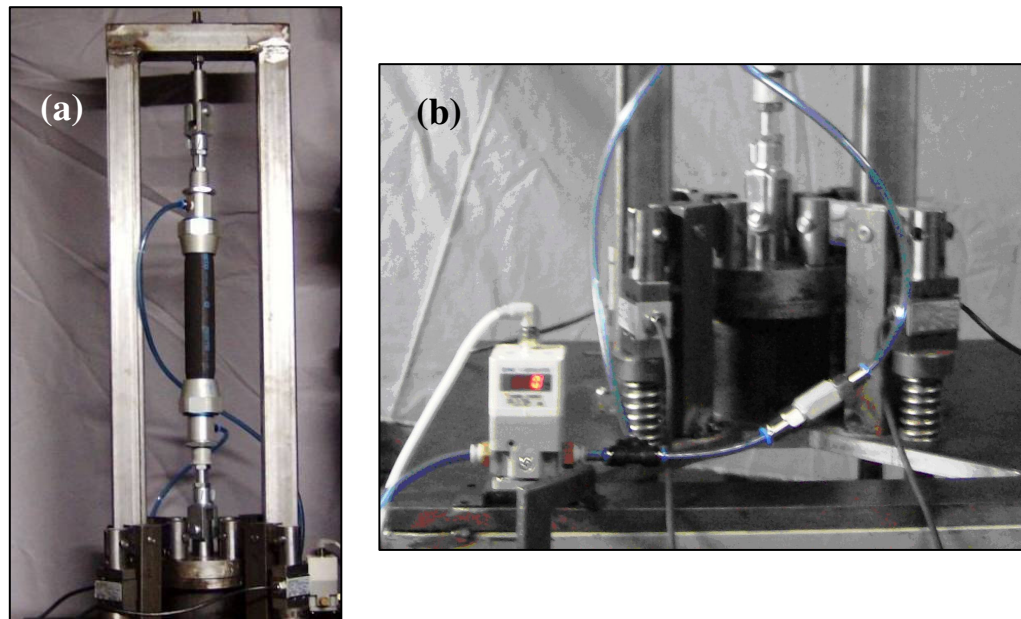


Figura 3.25 Ensamble del sistema de carga variable y microseparación. (a) Instalación del músculo neumático. (b) Instalación del sistema de distribución de fuerza y de la válvula proporcional.

Finalmente se realizaron las conexiones de los circuitos del sistema de instrumentación a cada uno de los componentes y la PC, según se observa en la figura 3.26.

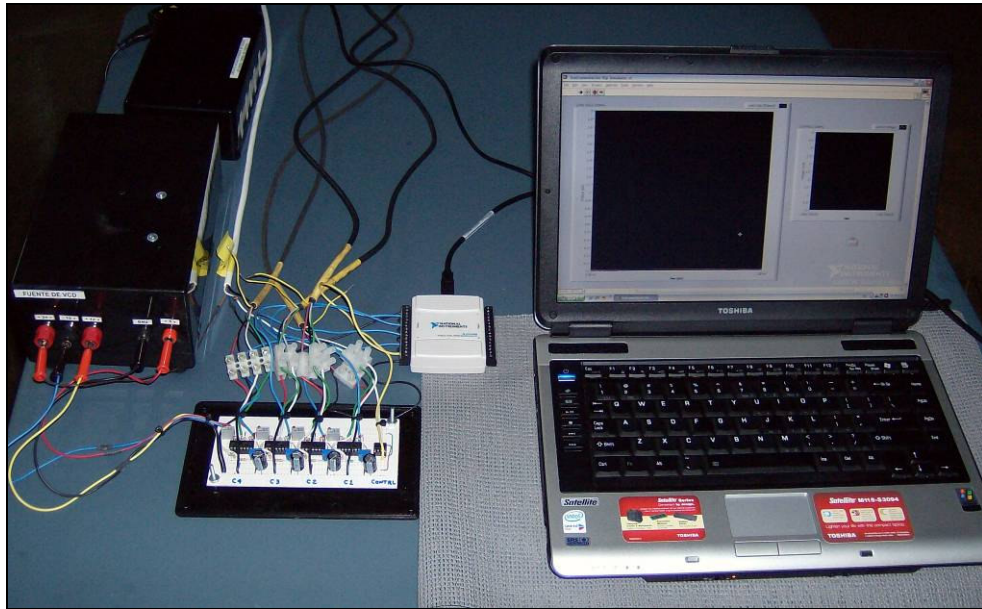


Figura 3.26 Conexiones del sistema de instrumentación y control.

3.7 Pruebas de evaluación y validación

Una vez concluido el largo proceso de fabricación y ensamble de componentes descrito anteriormente, se procedió a dar el siguiente paso, el cual consistió en evaluar y validar el funcionamiento de cada uno de los sistemas del simulador de cadera.

Todos los pasos realizados para poner en marcha el Simulador de Cadera FIME II, se describen con detalle en el Manual de Operación, incluido en el Apéndice K.

Los resultados obtenidos de las pruebas de evaluación y validación se presentan en el siguiente capítulo.

Capítulo 4

RESULTADOS

4.1 Sistema Motriz

La evaluación del sistema motriz, consistió en medir la velocidad final del sistema y compararla con la velocidad teórica calculada durante proceso de diseño (ver Apéndice C) la cual es de 13.369 RPM. Para medir la velocidad final del sistema se contaron las vueltas del engrane del sistema reducción de velocidad durante 1 minuto. El resultado final del conteo fue que la vuelta 14 no se completó durante el minuto. De lo anterior podemos decir que la tarea de selección del motoreductor y el diseño del sistema de reducción fueron acertados, ya que cumplen cabalmente con su objetivo.

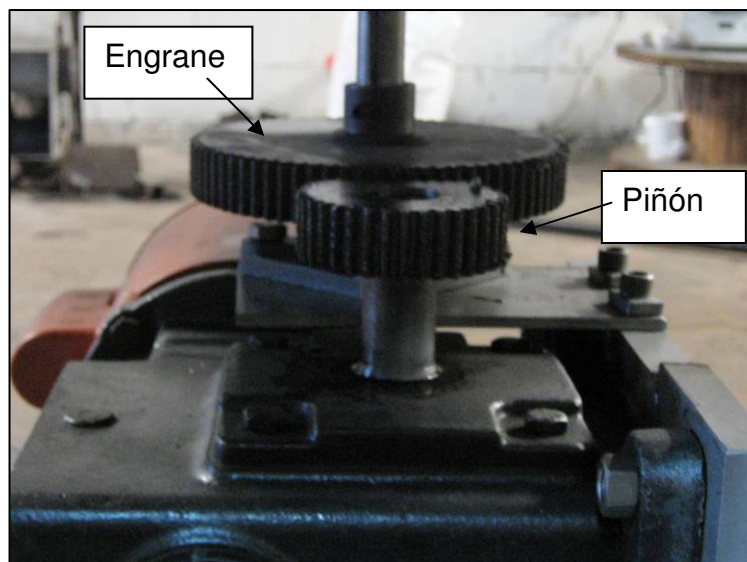


Figura 4.1 Sistema motriz del simulador de cadera FIME II.

4.2 Sistema de Simulación Cinemática

La función del sistema de simulación cinemática consiste en hacer girar a cada estación a una frecuencia de 1.4 Hz, la cual esta en función del sistema motriz, y de esta manera reproducir la cinemática de la cadera humana, tal como se explicó en el capítulo anterior. Durante la puesta en marcha del simulador de cadera FIME II, se verificó que cada estación tuviera una rotación suave sobre los rodamientos utilizados y que la amplitud del movimiento de rotación interna-externa (IER) fuera la correcta para cada estación.

Para revisar la amplitud del movimiento de rotación interna-externa (IER) se analizó el desplazamiento de la base del porta prótesis A3 (ver figura 3.9 del capítulo anterior) en cada estación, tal como se observa en la figura 4.2, y se realizaron las mediciones correspondientes haciendo pausas del sistema durante la puesta en marcha.

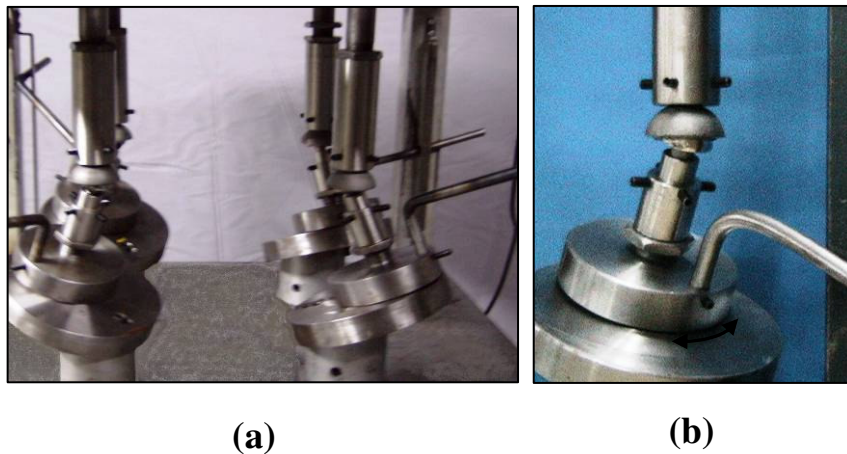


Figura 4.2 (a) Estaciones de pruebas del simulador de cadera FIME II. (b) Análisis del movimiento de rotación interna-externa (IER).

Los resultados obtenidos del sistema de simulación cinemática, son los movimientos de flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA) y rotación interna-externa (IER) que experimentan las muestras, con las amplitudes de $\pm 23^\circ$, $\pm 23^\circ$ y $\pm 7.5^\circ$ respectivamente. Las curvas de los movimientos realizados por el simulador de cadera FIME II se muestran en la figura 4.3.

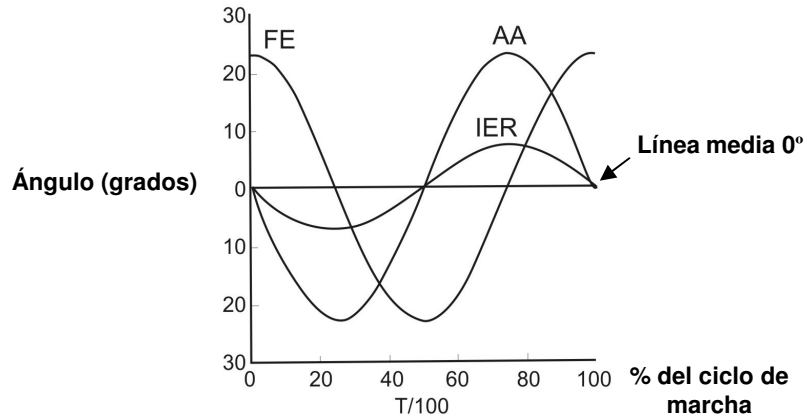


Figura 4.3 Amplitud de los movimientos de flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA) y rotación interna-externa (IER) realizados por el simulador de cadera FIME II durante un ciclo, el cual se expresa en porcentaje (T/100).

4.3 Sistema de Carga Variable y Microseparación

Como resultado del diseño del sistema de carga variable y microseparación se obtuvo un sistema capaz de generar y distribuir fuerza a cada una de las cuatro estaciones del simulador de cadera FIME II. El sistema de carga variable y microseparación se puede observar en la figura 4.4 con todos sus componentes mencionados anteriormente.



Figura 4.4 Sistema de carga variable y microseparación.

Como parte de los resultados obtenidos, el funcionamiento del sistema de carga variable y microseparación, se describe a continuación: durante la posición inicial, las muestras (copa y esfera) se encuentran separadas una distancia preestablecida, ajustada mediante las varillas de nivelación. El ciclo de carga variable es reproducido a través del músculo neumático y la válvula proporcional. La fuerza generada es distribuida a cada una de las cuatro estaciones por medio del sistema de distribución de fuerza. Durante el ciclo de carga variable se producen dos picos de fuerza, además del fenómeno de la microseparación, siguiendo la siguiente secuencia:

1. En la posición inicial ($F=0$ KN), las muestras están separadas una distancia preestablecida ($d= 1$ a 4 mm) por el sistema de resortes, tal como se muestra en la figura 4.5 (a).
2. Al producirse el primer pico de fuerza durante el ciclo de Paul, se acciona el sistema de palancas comprimiendo el sistema de resortes en cada una de las estaciones. Lo anterior produce el contacto superficial entre las muestras ($d=0$ mm), Inmediatamente después del primer pico, la fuerza cae un valle en el ciclo de Paul ($F=0.8912$ KN) y posteriormente se produce el máximo pico de fuerza durante el ciclo de carga. Lo anterior se puede apreciar en la figura 4.5 (b).
3. Una vez concluido el ciclo de Paul, la carga cae a 0 KN y el sistema de resortes separa las muestras (copa y esfera), simulando el fenómeno de la microseparación durante la fase de oscilación (zancada de una persona al caminar), según se observa en la figura 4.5 (c).

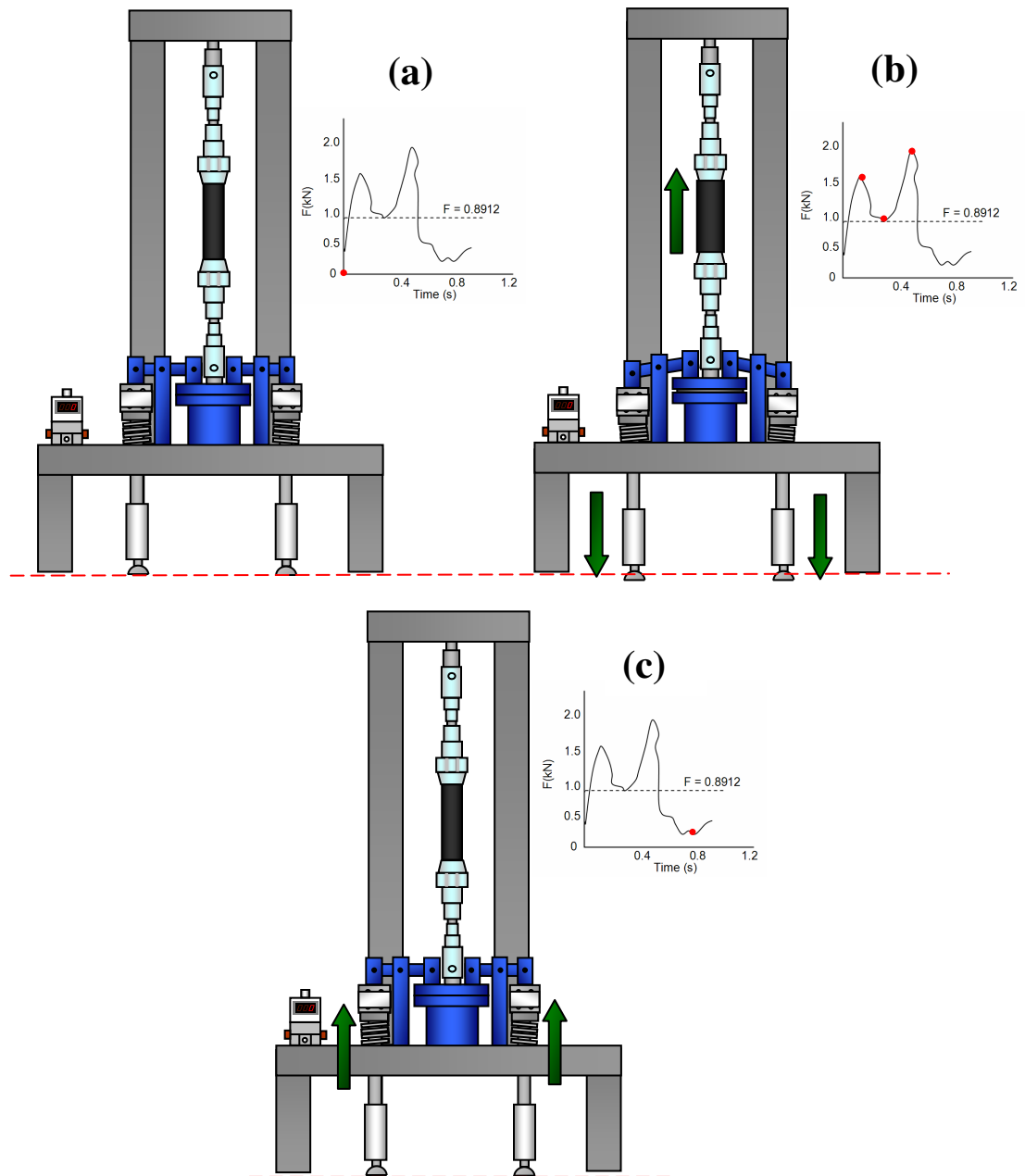


Figura 4.5 Esquema representativo del funcionamiento del Sistema de Carga Variable y Microseparación.

4.4 Sistema de Control e Instrumentación

La sección de resultados del Sistema de Control e Instrumentación del simulador de cadera FIME II fue extraída de la tesis de maestría “Desarrollo de un sistema de control, para un simulador de cadera mecánico” [44] y se presenta a continuación.

4.4.1 Obtención de fuerzas.

En esta parte se presentan los resultados que corresponden a las gráficas de fuerza respecto al tiempo en cada celda de carga del simulador. Al inicio se generaron voltajes constantes entre 0 y 5 V para el regulador electroneumático, con el objetivo de conocer la relación voltaje-fuerza, en el sistema operando en conjunto. Para luego obtener una señal del tipo escalón que sea la necesaria para obtener una fuerza variable respecto al tiempo, lo más apegada al ciclo de Paul.

Primero, se generó una señal de control de valor 0 V (ver figura 4.6) para comprobar la ausencia de fuerza debido a que no existe presión en el músculo, por lo tanto, la fuerza generada por este elemento es nula.

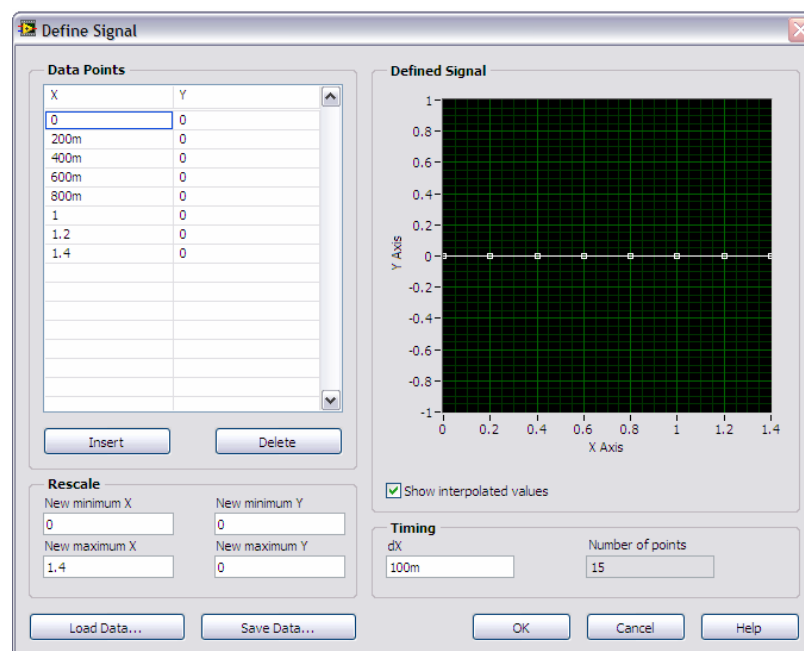


Figura 4.6 Definiendo la señal de control de 0 V en LabVIEW.

La señal de control configurada anteriormente se observa en la figura 4.7.



Figura 4.7 Señal de control de 0 V.

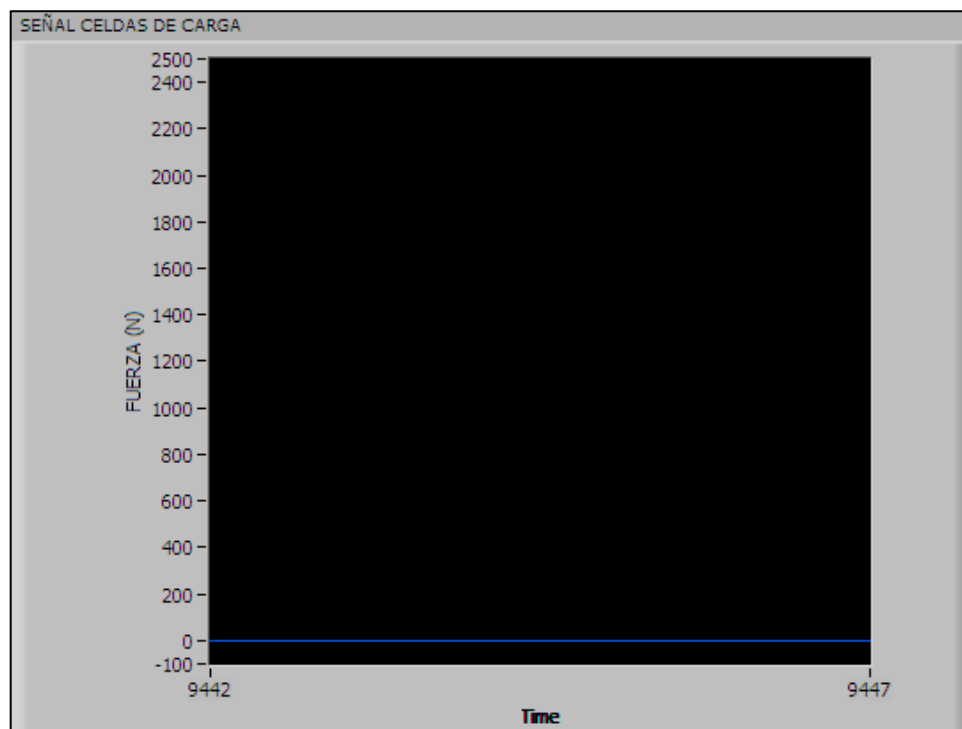


Figura 4.8 Fuerza medida en celdas a 0 V.

La fuerza captada en celdas presenta un valor de 0 N como se esperaba (ver figura 4.8).
A continuación veamos los resultados con 2.5 y 5 V en la señal de control.

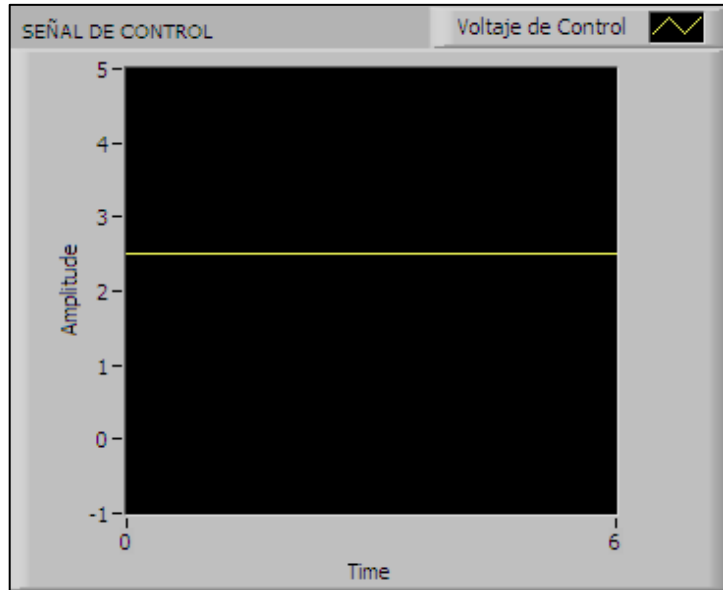


Figura 4.9 Señal de control de 2.5 V.

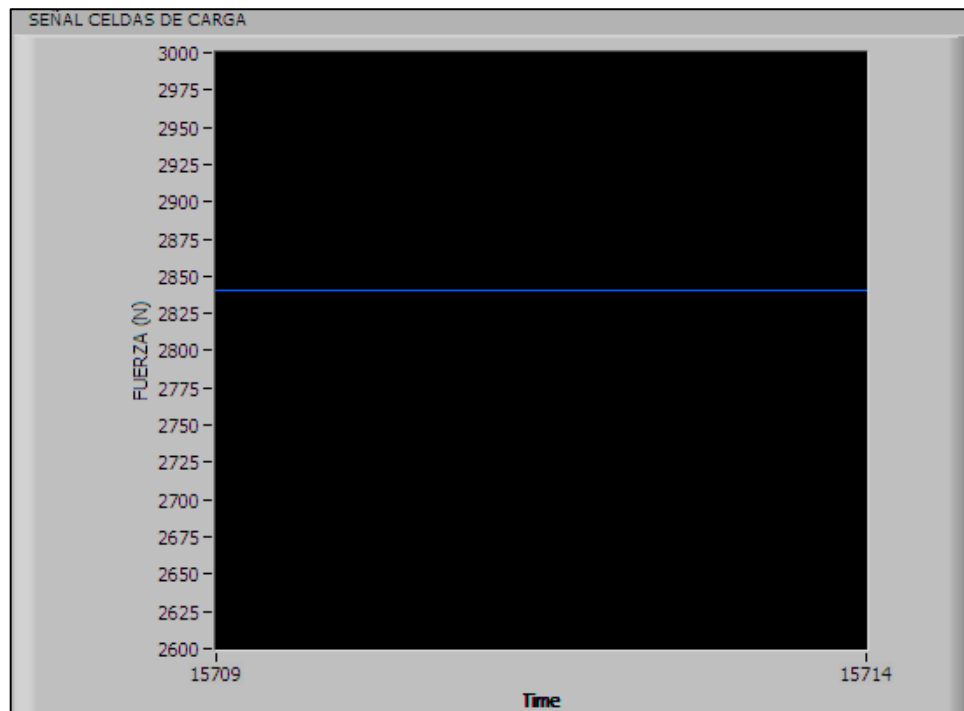


Figura 4.10 Fuerza medida en celdas a 2.5 V.

Para una señal de voltaje de 2.5 V la fuerza leída es de aproximadamente 2840 N. Ver figuras 4.9 y 4.10. Ahora con una señal de control de 5 V, genera una fuerza de 5690 N. Lo anterior se puede observar en las figuras 4.11 y 4.12



Figura 4.11 Señal de control de 5 V.

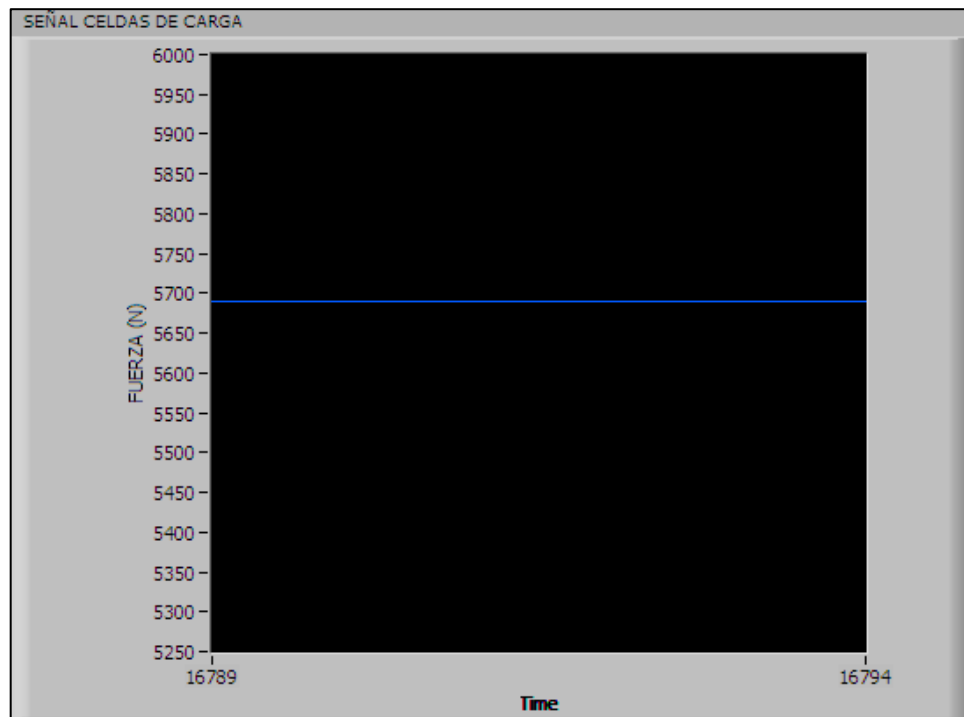


Figura 4.12 Fuerza medida en celdas a 5 V.

Los resultados que se obtuvieron al variar la señal de control son muy cercanos a los esperados según tabla I.4 (ver Apéndice I). Trabajando a una presión de 6 bar y una señal de control de 2.5 V en el regulador electroneumático, la presión de salida en este elemento fue de 3 bares, esta presión generó una fuerza de tracción en el músculo teórica de 2850 N, en la práctica se obtuvo una fuerza de 2840 N aproximadamente. De la misma manera, para una señal de 5 V que representa plena escala, la presión en el regulador fue de 6 bar y por lo tanto, la fuerza del músculo fue de 5700 N. El resultado obtenido fue de 5690 N aproximadamente. Ambos resultados presentaron un error de 10 Ns, lo cual puede considerarse despreciable. La señal de control define la fuerza que se presenta en cada una de las prótesis en el simulador, por lo que es necesario generar y ajustar una señal de tal forma que la fuerza generada sea lo más cercana posible al ciclo de Paul. El sistema completo del simulador presenta la relación voltaje-fuerza de 1:1140, es decir, por cada Volt que se presente en la señal de control se obtiene una fuerza de 1140 N. Bajo este contexto, podemos establecer los valores y la geometría de la señal de control como se muestra en tabla 4.1 y figura 4.13, equivalentes a un ciclo de marcha ligeramente acelerado para una persona promedio.

Tabla 4.1 Valores de voltaje en la señal de control para generar el ciclo de Paul.

TIEMPO (s)	VOLTAJE (V)
0.0	0.0
0.1	0.0
0.2	0.0
0.3	1.31
0.4	1.31
0.5	1.31
0.6	0.87
0.7	0.87
0.8	0.87
0.9	1.75
1.0	1.75
1.1	1.75
1.2	0.0
1.3	0.0
1.4	0.0

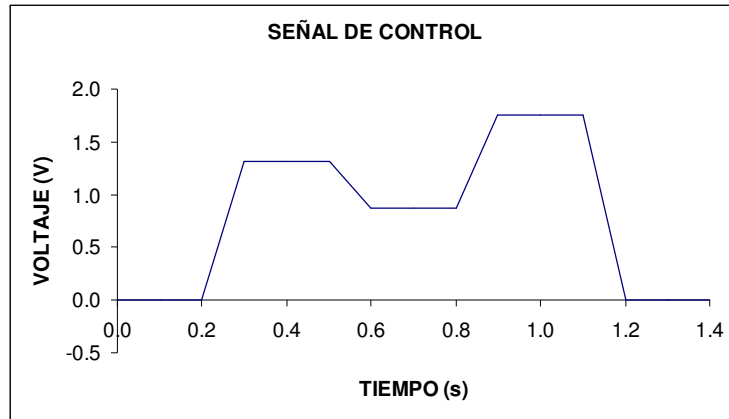


Figura 4.13 Forma correspondiente a un ciclo de la señal de control.

Por lo tanto la configuración de los valores para obtener la señal de control en LabVIEW periódicamente cada 1.4 Hz, para obtener la fuerza variable en un ciclo se definió según la señal como se muestra en la figura 4.14.

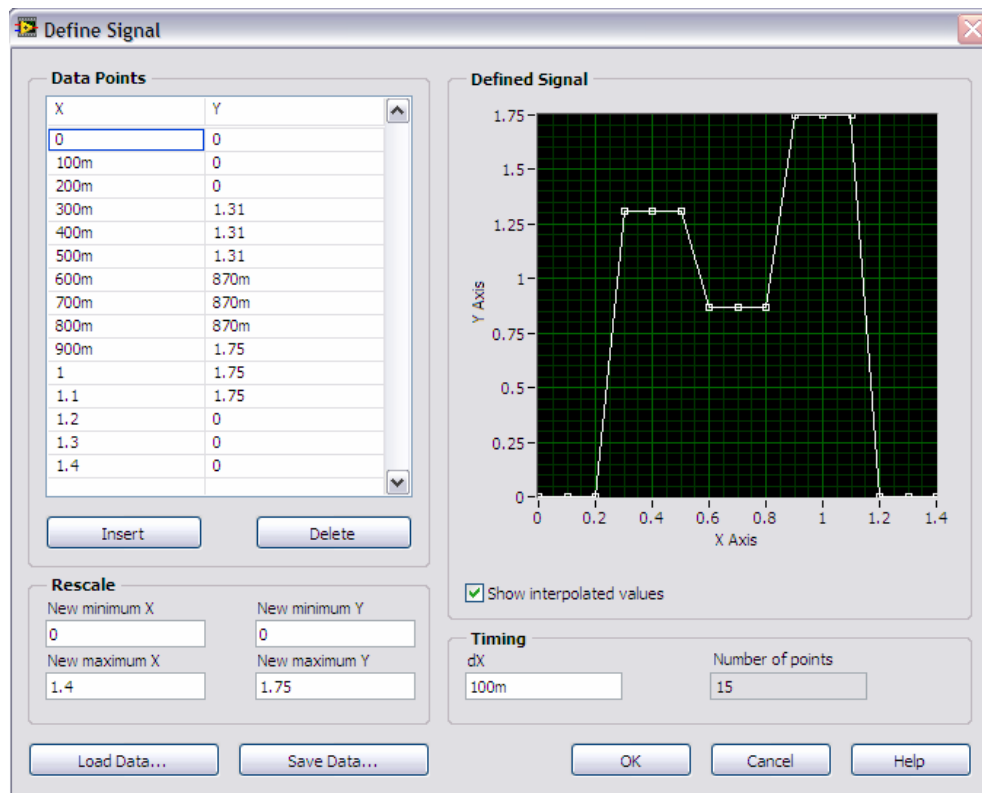


Figura 4.14 Configurando la señal de control en LabVIEW.

La señal de control mostrada en la figura 4.14 tiene la misma geometría que se presenta en la figura 4.13 ya que se configuró para obtener éstos valores, y su forma final se muestra en la figura 4.15. Por último, la fuerza que se estaría aplicando a cada prótesis durante un ciclo de prueba en el simulador de cadera mecánico se puede ver en la figura 4.16. La señal presenta un comportamiento variable de fuerza respecto al tiempo con un pico de valor aproximado de 1500 N y otro de 2000 N, en un ciclo de marcha.

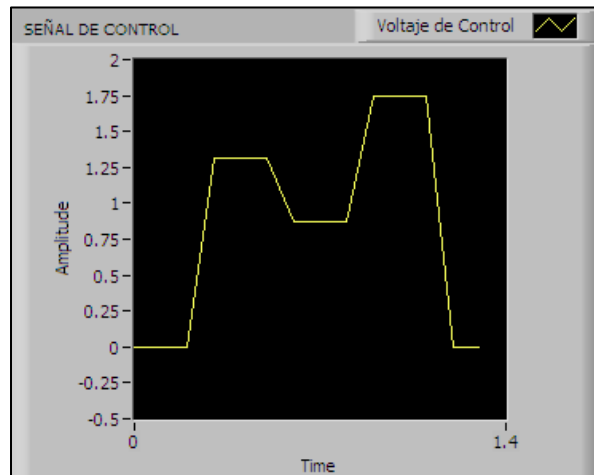


Figura 4.15 Señal de control obtenida en LabVIEW.

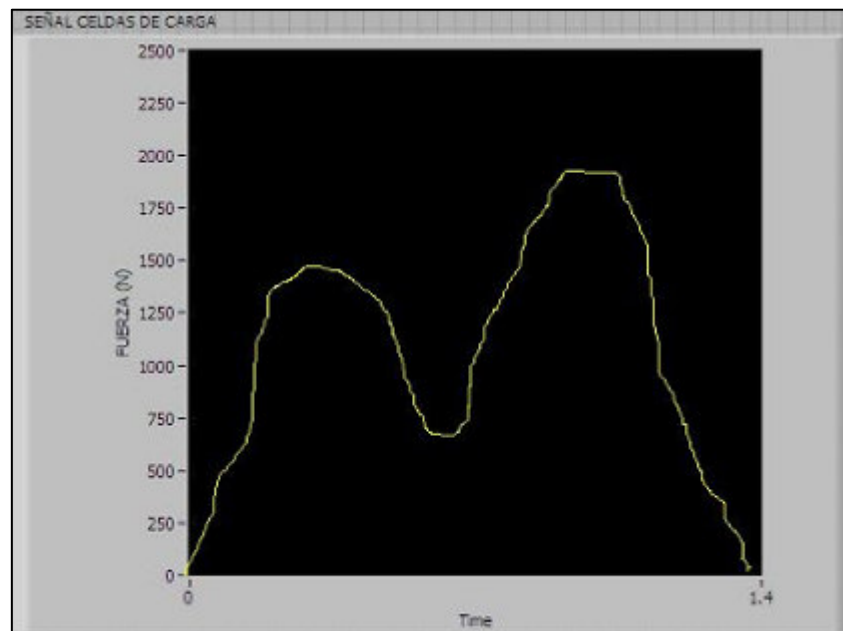


Figura 4.16 Fuerza aplicada en el simulador de cadera FIME II.

Capítulo 5

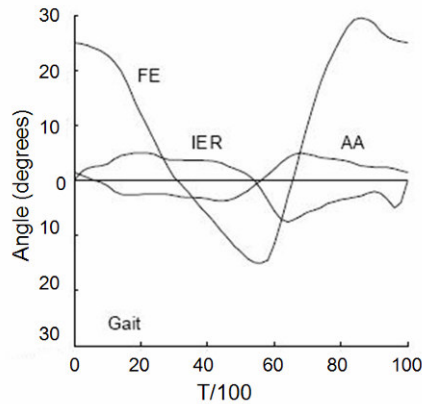
DISCUSIÓN

5.1 Introducción

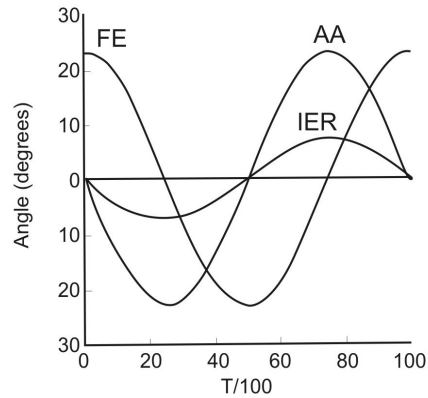
El desgaste “in vivo” de implantes de cadera varía fuertemente entre pacientes aun en el caso de prótesis idénticas, debido a que el desgaste es influenciado por numerosos factores, tales como la actividad del paciente, el peso y la calidad ósea [43]. Esto muestra la dificultad enfrentada por la comunidad científica al concordar en un método en común para realizar pruebas de desgaste en implantes de cadera. Por lo tanto, existen grandes diferencias de un simulador de cadera a otro con respecto a las condiciones en que se realiza la experimentación, tales como cinemática, carga y lubricación. En consecuencia los resultados de desgaste varían fuertemente entre diferentes laboratorios, incluso con las mismas combinaciones de materiales [49].

5.2 Cinemática

Algunos investigadores como Mckellop y col. [4], Saikko [39] y Fisher y col. [50], coinciden en que la simulación con movimiento multidireccional resulta en mecanismos de desgaste similares a los reales. Por esta razón, en el presente trabajo se diseñó y construyó un simulador de cadera que reproduce el movimiento de la cadera los tres planos. Como se mencionó anteriormente, el diseño del simulador de cadera FIME II, se basa en el diseño de los simuladores de cadera BRM, los cuales han sido criticados por investigadores como Calonijs [40], debido a la excesiva amplitud del movimiento de abducción y adducción, según se observa en la figura 5.1 (b), además de reportar que las huellas de desgaste producidas por los simuladores BRM no coinciden del todo con las reales.



(a)



(b)

Figura 5.1 (a) Comparación entre la amplitud de los movimientos realizados por la cadera humana y (b) los movimientos realizados por el simulador de cadera FIME II.

Sin embargo esta “falla” se puede considerar como un elemento que le brinda un toque de severidad a las pruebas realizadas.

Calonius [40], presentó un estudio donde probó que los simuladores BRM, no son realmente biaxiales, sino tri-axiales. Esto lo dedujo analizando las huellas de deslizamiento registradas por varios simuladores de cadera. Analizando los simuladores BRM, demostró que cuando la altura del brazo anti-rotación pasa por el centro de la prótesis, se produce un movimiento de rotación cíclico en el eje vertical, el cual se considera como el movimiento de rotación interna y externa (ver apéndice D). Por consiguiente, propuso que los simuladores BRM deberían de ser llamados BRM + IER y el brazo anti-rotación debería de ser renombrado a brazo de control de rotación.

Otro aspecto a considerar es que, para reproducir los movimientos de la cadera lo más apegado las condiciones, tal como se observa en la figura 5.1(a), es necesario desarrollar simuladores de cadera sumamente complejos y por ende costosos, lo cual fue una limitación del presente trabajo, que aun con las condiciones actuales, se requirió de una inversión considerable.

5.3 Carga

En diferentes estudios de simuladores de prótesis de cadera, se ha reportado que la carga empleada en las pruebas de desgaste es de menor importancia que la cinemática reproducida [Saikko y Ahlroos 1999]. Sin embargo la mayoría de los simuladores utilizados actualmente (ISO/DIS 14242-1, Leeds Mark II ProSim, Instron) reproducen ciclos de carga variable similares al ciclo de Paul, por medio de diversos mecanismos. El sistema de carga variable del simulador de cadera FIME II cuenta con un diseño flexible el cual le permite ajustarse a diferentes ciclos de carga, entre ellos el de Paul, según se observa en la figura 5.2.

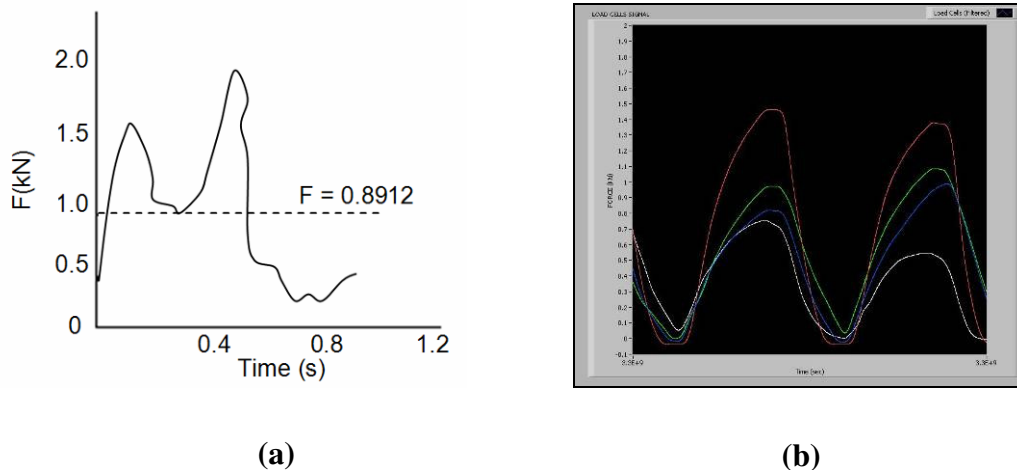


Figura 5.2 Comparación entre: (a) el ciclo de Paul y (b) las lecturas reportadas por las celdas de carga del simulador de cadera FIME II.

5.4 Microseparación

Los estudios enfocados a analizar el efecto de la microseparación de la cadera, surgieron debido a que diversos investigadores [3,4] reportaban en sus estudios que los patrones de desgaste producidos por los *simuladores de cadera*, no siempre coincidían con los encontrados en implantes extraídos de pacientes. Debido a estas discrepancias, se llegó a la conclusión que existían diferencias entre la cinemática reproducida por los simuladores de cadera y la cinemática de una cadera real ‘in vivo’. Para explicar estas

diferencias, investigadores como Yamaguchi y col. [51] propusieron varios posibles mecanismos (impacto, subluxación de la cabeza femoral, etc.) los cuales fueron desechados cuando Dennis y Komistek [5] reportaron que, analizando a personas con prótesis de cadera total mediante una técnica de video a través de fluoroscopia, encontraron que se producía cierta oscilación entre la cabeza femoral y la copa acetabular durante el ciclo de marcha, lo cual pudo explicar tales diferencias.

Actualmente, se han reportado estudios que analizan el efecto de la microseparación con respecto al desgaste, por medio de pruebas en simuladores de cadera [43,50]. Sin embargo, a diferencia del simulador de cadera FIME II, ninguno de estos simuladores cuenta con un mecanismo que reproduzca el fenómeno de microseparación.

Fisher [50], atribuye la microseparación al huelgo diametral entre la cabeza femoral y la copa acetabular. Además propone un análisis sencillo para determinar la condición cuando la microseparación conduce a contacto en el borde de la copa, basado en relaciones geométricas, según se observa en la Figura 5.3.

En el análisis de Fisher, la microseparación (s) se mide por la distancia de desplazamiento de la cabeza femoral tomando como referencia el centro, mientras que el contacto de en el borde se establece como el contacto inicial en la orilla superior-lateral de la copa acetabular (A).

Para que el contacto en el borde ocurra debido al desplazamiento vertical/carga, se debe de cumplir con la relación (en el apéndice L se explica con mayor detalle)

$$s \geq \left(1 + \frac{1}{\tan \theta}\right) c$$

donde (c) es la distancia radial entre la cabeza femoral y la copa acetabular, y θ es el ángulo de inclinación de la copa.

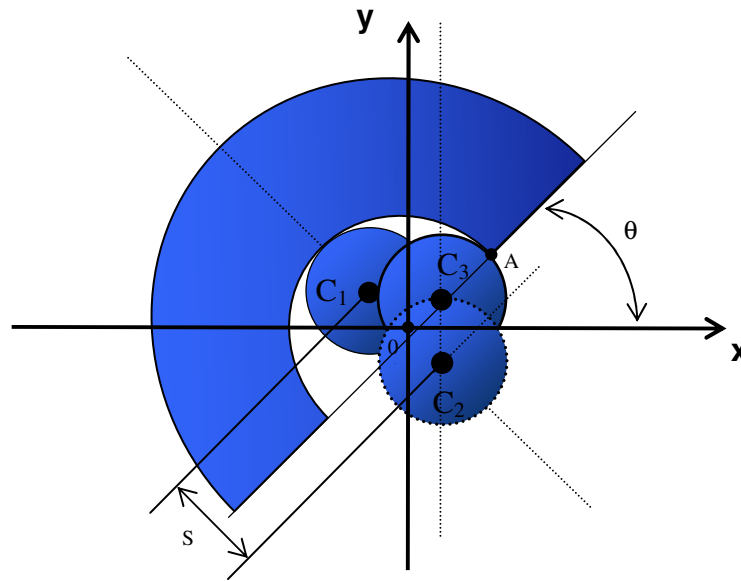


Figura 5.3 Definición de microseparación según Fisher [50].

En el simulador de cadera FIME II, se integró el sistema de carga variable y microseparación, el cual permite ajustar diferentes distancias de separación, ya que en la literatura se ha reportado que la distancia de separación entre copa y esfera se relaciona con los materiales de los implantes y no con los huelgos diametrales.

Por otra parte, Hodge y col. [52] realizaron un estudio de prótesis de cadera implantadas telemétricamente, monitoreando presiones interarticulares en 10 puntos discretos y encontraron que durante el ciclo de marcha, la fuerza vertical entre la cabeza femoral y la copa acetabular registraba mediciones de 0.0 MPa o menos en algunos puntos. Hodge y col. reportaron que durante la fase de oscilación, uno de los transductores de fuerza detectó lecturas de -0.13 MPa, una situación que se atribuye a la separación de la cadera.

Durante las pruebas de validación en el simulador de cadera FIME II, las celdas de carga también registraron lecturas negativas, debido a la fuerza de los resortes al ocurrir la microseparación, tal como se observa en la figura 5.4.

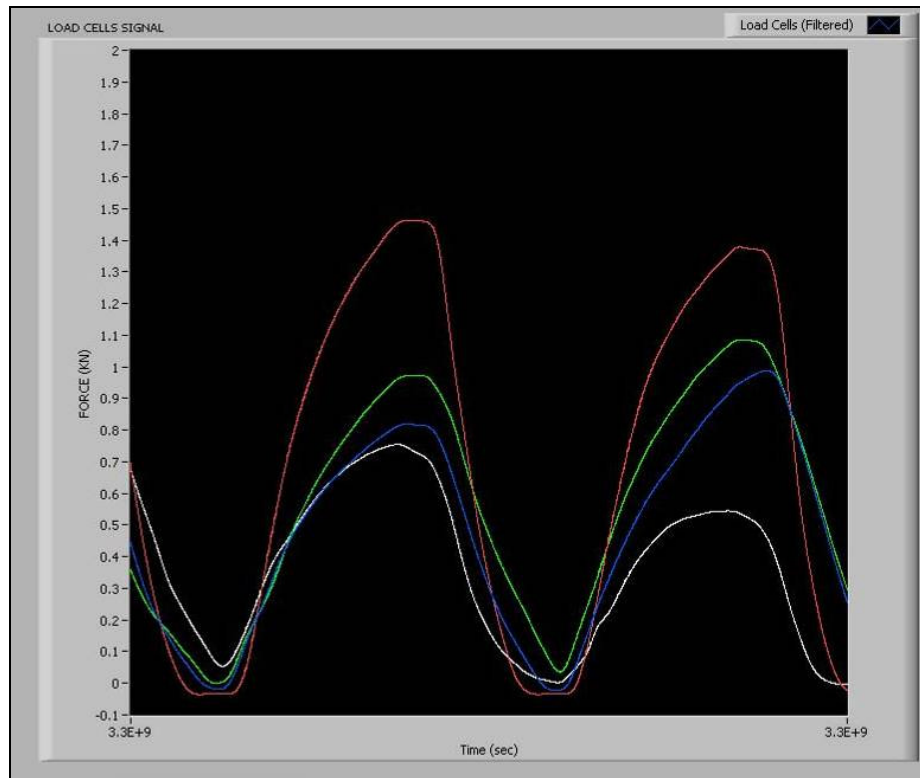


Figura 5.4 Lecturas de esfuerzos negativos durante el ciclo de marcha del simulador de cadera FIME II.

Capítulo 6

CONCLUSIONES

- Se diseñó, fabricó y evaluó una máquina de desgaste única en el mundo que sirve para simular el comportamiento tribológico de prótesis totales de cadera.

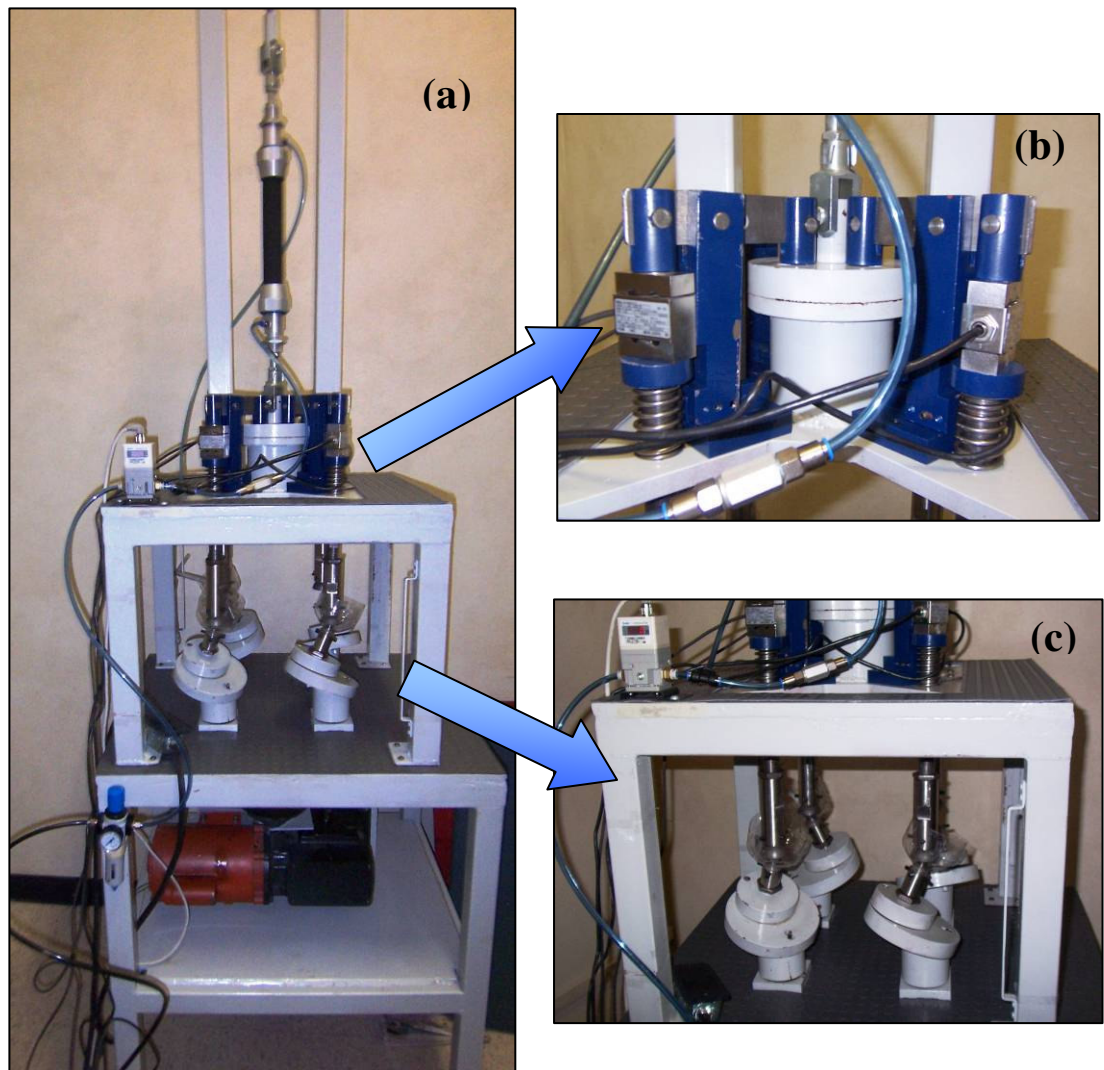


Figura 6.1 (a) Simulador de cadera FIME II. (b) Sistema de distribución de fuerza, perteneciente al sistema de carga variable y microseparación. (c) Sistema de simulación cinemática.

- El simulador nombrado FIM E II, cuenta con una cinemática triaxial que genera los movimientos de flexión-extensión (FE), abducción-adducción (AA) y rotación interna-externa (IER), con amplitudes de $\pm 23^\circ$, $\pm 23^\circ$ y $\pm 7.5^\circ$ respectivamente.
- El simulador de cadera FIME II tiene la característica de microseparar las superficies de contacto (copa - esfera) promoviendo un sistema mas cercano al funcionamiento real de una cadera humana, lo cual permitirá evaluar, con una mejor aproximación, a materiales muy resistentes al desgaste pero a la vez frágiles como lo son la alúmina (Al_2O_3) o la circonia (ZrO_2) utilizados en implantes de cadera.
- El simulador de cadera FIME II cuenta con un sistema de medición de temperatura para el sistema de lubricación biológica (suero bovino al 25% en agua).
- Se obtuvo un sistema de control flexible, simple y versátil capaz de programar una amplia gama de cargas (caminata, trote, subir y bajar escaleras) para la evaluación del desempeño tribológico en prótesis de cadera de diferentes tipo de materiales.
- El simulador de cadera FIME II es una aportación muy importante para el desarrollo de materiales biocompatibles empleados en implantes quirúrgicos; y sin duda contribuirá en el desarrollo de prótesis totales de cadera de mayor durabilidad.

RECOMENDACIONES

De acuerdo con los resultados del presente estudio, se recomienda continuar con las siguientes áreas de oportunidad que presenta el Simulador de Cadera FIME II.

- Desarrollar un sistema para variar la velocidad del motor y poder manipular la velocidad a la que realizan las pruebas tribológicas.
- Implementar un sistema de medición para ajustar y monitorear la microseparación con mayor precisión en cada una de las cuatro estaciones.
- Aumentar el número de entradas analógicas de la tarjeta de adquisición de datos sustituyéndola por otra de mayor capacidad, lo anterior con el fin de tener más opciones para sensar alguna otra variable que sea necesaria como la temperatura del lubricante usado en las prótesis de cadera.
- Someter a todo el equipo a un riguroso programa de mantenimiento preventivo, para minimizar los tiempos muertos en los periodos de las pruebas tribológicas.
- Construir un segundo banco de pruebas con cuatro estaciones, aprovechando el diseño del Sistema de Simulación Cinemática desarrollado en el presente trabajo, para realizar un mayor número de pruebas de desgaste en menor tiempo.

REFERENCIAS

1. M. Hutchings, Tribology, Ed. Edward Arnold. 1992
2. Goldsmith, A A; Dowson, D. Development of a Ten-Station, Multi-Axis Hip Joint Simulator. Journal of Engineering in Medicine, July 1999, Vol. 213 Issue 4, p311-316
3. Clarke IC, Good V, Anissian L, Gustafson A. Charnley wear model for validation of hip simulators—ball diameter versus polytetrafluoroethylene and polyethylene wear. Proc Inst Mech Eng [H]. 1997; 211:25-36.
4. McKellop HA, Clark IC. Evolution and evaluation of materials-screening machines and joint simulators in predicting in vivo wear phenomena. In: Duchyene P, Hastings GW, editors. Functional behavior of orthopaedic biomaterials. Applications. Vol 2. Boca Raton, FL: CRC Press; 1984. p 51-85.
5. Dennis DA, Komistek RD, Northcut EJ, Ochoa JA, Ritchie A. “In vivo” determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. Journal of Biomechanics, Volume 34, Issue 5, May 2001, 623-629
6. Richard D. Komistek, PhD, Douglas A. Dennis, MD, Jorge A. Ochoa, PhD, Brian D. Haas, Curt Hamill, BS. In vivo comparison of hip separation after metal-on-metal or metal on polyethylene total hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery (American) 2002. 84:1836-1841.
7. Lombardi AV Jr, Mallory TH, Dennis DA, Komistek RD, Fada RA, Northcut EJ. An in vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity. J Arthroplasty. 2000; 15:702-9.
8. Microsoft ® Encarta ® 2007. © 1993-2006 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.
9. M. Comín, R. Dejoz, C. Atienza, J. Prat, L. Peris, P. Vera, A. Gil, C. Reig. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, España. 1998
10. Clínica Especializada en Cadera. [En línea]. Disponible en: http://www.clinicadecadera.com/luxacion_congenita_cadera.htm
11. Medline Plus. [En línea]. Disponible en: http://www.clinicadecadera.com/luxacion_congenita_cadera.htm

12. Maryland Medical Center. [En línea]. Disponible en:
http://www.umm.edu/esp_ency/article/002975.htm
13. Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen, and Jack E. Lemons. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press. 1996.
14. Ingham, E. and Fisher J. Biological reaction to wear debris in total joint replacement. *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H, J. Engineering in Medicine*, 2000, 214, 21–37.
15. Susan J. Hall. *Basic Biomechanics*, Fifth Edition. 2006
16. Johnston, R.C., Smidt, G.L., 1969. Measurement of hip – joint motion during walking-evaluation of an electrogoniometric method. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 51–A, 1083–1094
17. J.B. Medley, J.J. Krygier, J.D. Bobyn, F.W. Chan, A. Lippincott, M. Tanzer., *Kinematics of the MATCO Hip Simulator and Issues Related to wear testing of Metal-Metal Implants*, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, H1, 1997 pp. 89-99
18. Rydell NW. Forces acting on the femoral head prosthesis: A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. Thesis. Department of Orthopaedic Surgery. University Gothenburg, Gothenburg, Sweden. *Acta Orthop Scand* 1966; (Suppl 88). 1-132
19. Wilson JF, Gilbert JA. Dynamic body forces on auxiliary crutch walkers during swing-through gait. *Am J Phys Med* 1982;61: 85-92
20. Paul, J.P., 1976. Force actions transmitted by joints in the human body. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* 181 (Part 3J), 8-15.
21. Bono J. V., Sanford, L., Toussaint, J. T. 1994. Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observation from retrieved AML PLUS hip implants with an ACS polyethylene liner. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 9, Issue 2, April 1994, Pages 119-125
22. Devane, P. A., Horne, J. G., Martin, K., Coldham, G., Krause, B. 1997. Three dimensional polyethylene wear of press fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 12, Issue 3, April 1997, Pages 256-266.
23. Garcia-Cimbrelo, E., Diez-Vazquez, V. Madero, R., Munuera, L., 1997. Progression of radiolucent lines adjacent to the acetabular component and factors influencing migration after Charnley low friction total hip. *Journal of the Bone and Joint Surgery*, Sep 1997, 79A, 1373-1380.

24. Gross, A. E., Dust, W. N., 1997. Acute polyethylene fracture in an uncemented acetabular cup. *Canadian Journal of Surgery* 40 (4), 310-312.
25. Taylor SJ, Perry JS, Meswania JM, Donaldson N, Walker PS, Cannon SR. Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation. *J Biomech.* 1997;30:225-34.
26. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke HL. Hip joint forces during load carrying. *Clin Orthop.* 1997;335:190-201.
27. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993;26:969-90.
28. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG Jr, Berilla J, Burstein AH. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70:45-50.
29. English TA. Measurement of hip load forces in vivo using a telemetric method design, method and results. *British Orthopaedic Research Society* Bradford, England. 1978.
30. Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR, van Krieken FM. A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng.* 1982;104:304-10.
31. Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA. A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech.* 1978;11:75-85.
32. Komistek RD, Stiehl JB, Paxson RD, Soutas-Little RW. Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. *J Biomech.* 1998;31:185-9.
33. Seireg A, Arvikar RJ. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech.* 1973;6: 313-26.
34. Mak, M. and Jin, Z. M. Analysis of contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc. Instn APPENDIX Mech. Engrs, Part H: J. Engineering in Medicine*, 2002, 216(H4), 231–236.
35. F 2033-00a Total Hip Joint Prosthesis and Hip Endoprosthesis Bearing Surfaces Made of Metallic, Ceramic and Polymeric, ASTM Vol. 13.01 Medical Devices, annual book of ASTM standards, American Society for Testing and Materials.
36. M.A.L. Hernández-Rodríguez, R.D. Mercado-Solís, A.J. Pérez-Unzueta, D.I. Martínez-Delgado and M. Cantú-Sifuentes. Wear of cast metal-metal pairs for total replacement hip prostheses. *Wear*, Volume 259, Issues 7-12, July-August 2005, Pages 958-963

37. F 732 Practice for Pin-on-Flat Evaluation of Friction and Wear Properties of Polymeric Materials for use in Total Joint Prostheses, ASTM Vol. 13.01 Medical Devices, annual book of ASTM standards, American Society for Testing and Materials.
38. M. A. L. Hernández, Influencia microestructural y dimensional en el desgaste de prototipos de prótesis de cadera metal-metal fabricados en Co-Cr-Mo-C. Tesis de doctorado en ingeniería de materiales UANL FIME (2004)
39. Saikko, V., Ahlroos, T., 1999. Type of motion and lubricant in wear simulation of polyethylene acetabular cup. *Journal of Engineering in Medicine* 213, 301–310.
40. Olof Calonius and Vesa Saikko. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. *Journal of Biomechanics*, Volume 35, Issue 11, November 2002, Pages 1439-1450
41. Smith, S.L., Unsworth, A., 2001. A five-station hipjoint simulator. *Journal of Engineering in Medicine* 215, 61–64.
42. Barbour, P.S., Stone, M.H., Fisher, J., 1999. A hipjoint simulator study using simplified loading and motion cycles generating physiological wear paths and rates. *Journal of Engineering in Medicine* 213, 455–467.
43. Kaddick, C., Wimmer, M. A. Hip simulator wear testing according to the newly introduced standard ISO 14242. *Journal of Engineering in Medicine*, Sep2001, Vol. 215 Issue 5, p429-442
44. J. A. Rangel Carrillo, M. A. L. Hernández Rdz., J. Ortega Sáenz, R. Mercado Solís, L. M. Torres Treviño, F. A. Reyes Valdés. Desarrollo de la instrumentación necesaria en un simulador de cadera mecánico. V Congreso Internacional de Metal-Mecánica 2006: Técnica, Ciencia y Tecnología Revolucionando al Mundo, Instituto Tecnológico de Durango, Octubre de 2006.
45. Dumbleton, J.H., *Tribology of natural and artificial joints*. Amsterdam, Elsevier, 1981.
46. Wang, A., Polieni, V.K., Essner, A., Sokol, M., Sun D.C., Stark, C. and Dumbleton, J.H., The significance of nonlinear motion in the wear screening of orthopaedic implant materials. *J. Testing Eval* Vol. 25 (1997), p. 239-245.
47. N. I. Imani. El músculo neumático. *Revista electrónica industrial Data*. Vol. 5, No. 1. p. 34-43. 2002.
48. J. L. Castro Pérez. Diseño y fabricación de una celda de carga para la máquina de ensayo universal Shenck-Trebel de 200 KN de capacidad. Universidad de Talca. Talca, Chile. 2004.

49. Clarke, I.C. and Gustafson, A. Clinical and hip simulators comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear. *Clin. Orthp.*, 2000, 379, 34-40.
50. J. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, R. Streicher, A. Nevelos, W. Walter and J. Fisher. Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 15, Issue 6, September 2000, Pages 793-795
51. Yamaguchi, M. Bauer, T. W., Hashimoto, Y. Three dimensional analysis of multiple wear vectors in retrieved acetabular cups. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, 79A, 1539-1544.
52. Hogde, W.A., Fuan, R.S., Carlson, K.L., Burgués, R.G., Harris, W.H., Mann, R.W., 1986. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Biophysics* 83, 2879-2883.

LISTA DE FIGURAS

Figura	Descripción	Página
2.1	Anatomía de la cadera humana.	3
2.2	Ligamentos de la articulación de la cadera.	4
2.3	Cadera con fractura en el cuello femoral (a), cadera con artrosis (b).	5
2.4	Prótesis total de cadera.	6
2.5	Prótesis total de cadera (a) cementada y (b) no cementada.	7
2.6	Planos y ejes de referencia en la articulación de cadera.	11
2.7	Movimientos de la cadera en los planos: sagital(a), frontal (b) y transversal (c).	11
2.8	Curvas de movimiento de la articulación de cadera durante la marcha normal al caminar (Johnston and Smidt, 1969). a) Fase de apoyo inicial, b) fase de apoyo medio, c) fase de apoyo total y, d) inicio de la fase de oscilación (zancada).	12
2.9	Ciclo de carga durante la marcha normal al caminar, conocido como ciclo de Paul [20].	14
2.10	Fase de apoyo inicial (a), fase de apoyo total (b), e inicio de la fase de oscilación (c).	15
2.11	(a) Momento flexor en el contacto inicial, debido a la situación anterior de la fuerza de reacción. (b) En la fase de apoyo medio, la reducción del brazo de palanca implica un menor momento. (c) En la fase de apoyo total, la línea de acción de la fuerza de reacción pasa muy próxima a la cadera, con lo que el momento es casi nulo.	15
2.12	Imágenes de una persona con cadera sana, sin implante, obtenida mediante fluoroscopia, en donde se aprecia que no existe separación entre los componentes de la articulación [5].	15

2.13	Ilustración esquemática de la microseparación presentada en implantes de cadera durante el ciclo de marcha normal al caminar.	17
2.14	Imagen de una cadera implantada, obtenida mediante fluoroscopia y analizada mediante un modelo en tridimensional en computadora [5].	18
2.15	Configuración geométrica utilizada en pruebas de desgaste de implantes totales de cadera [36].	19
2.16	Ilustración esquemática de la configuración de geometría Pin-on-disk.	20
2.17	(a) Simulador de cadera FIME I. (b) Esquema de la vista lateral del simulador. (c) Esquema de una estación de pruebas. (d) Isometría del simulador (cotas en milímetros).	21
2.18	Simulador de cadera con movimiento biaxial recíprocante (BRM), HUT-3, 39].....	22
2.19	Simulador de cadera Mark II Durham [41]......	23
2.20	Esquema de una celda de pruebas del simulador de cadera Leeds Mark II [42].	24
2.21	Simulador de cadera ProSim/DePuy Internacional [2]......	24
2.22	Simulador de cadera de acuerdo a la norma ISO/DIS 14242-1[43].	25
3.1	Diagrama del plan experimental.	27
3.2	Bocetos preliminares del Simulador de Cadera FIME II.....	29
3.3	Dibujos en 2D realizados durante el diseño conceptual del simulador de cadera.	29
3.4	Modelo de madera del Sistema de Simulación Cinemática.....	30
3.5	Diseño a detalle de la ingeniería del sistema de simulación cinemática (a) y del sistema de carga variable y microseparación (b).....	31
3.6	Simulador de cadera FIME II.	32
3.7	Esquema representativo del Sistema Motriz mostrando todos sus componentes.	33
3.8	Movimientos de la articulación de la cadera.....	35
3.9	Sistema de simulación cinemática.	36
3.10	Modelo de madera explicando la amplitud de los movimientos en el simulador de cadera.	36

3.11	Movimientos de flexión-extensión (FE) y abducción-adducción (AA) en un simulador de cadera BRM. a) Flexión, b) abducción, c) extensión y d) adducción.....	37
3.12	Sistema de de carga variable y microseparación.	38
3.13	Músculo neumático MAS.	39
3.14	Circuito electro-neumático regulador músculo.....	40
3.15	Regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC.	40
3.16	Figura ilustrativa del sistema de palancas y sus componentes (en color azul).	41
3.17	Celda de carga HBM S35.	43
3.18	Tarjeta de adquisición Nacional Instruments USB-6008.....	44
3.19	Sistema generador de fuerza variable.	45
3.20	Fabricación de piezas del sistema de simulación cinemática.	46
3.21	Prototipo del Sistema de simulación del simulador de cadera FIME II.	46
3.22	Ensamble del sistema motriz.	47
3.23	Ensamble de las cuatro de pruebas estaciones a la mesa.	47
3.24	Sistemas motriz y de simulación cinemática ensamblados en la mesa.....	48
3.25	Ensamble del sistema de carga variable y microseparación. Instalación del músculo neumático (a) e instalación del sistema de distribución de fuerza y de la válvula proporcional.....	48
3.26	Conexiones del sistema de instrumentación y control.....	49
4.1	Sistema motriz del simulador de cadera FIME II.	50
4.2	(a) Estaciones de pruebas del simulador de cadera FIME II. (b) Análisis del movimiento de rotación interna-externa (IER).	51
4.3	Amplitud de los movimientos de flexión-extensión (FE), abducción- adducción (AA) y rotación interna-externa (IER) realizados por el simulador de cadera FIME II durante un ciclo, el cual se expresa en porcentaje (T/100).....	52
4.4	Sistema de carga variable y microseparación.	52
4.5	Esquema representativo del funcionamiento del Sistema de Carga Variable y Microseparación.....	54

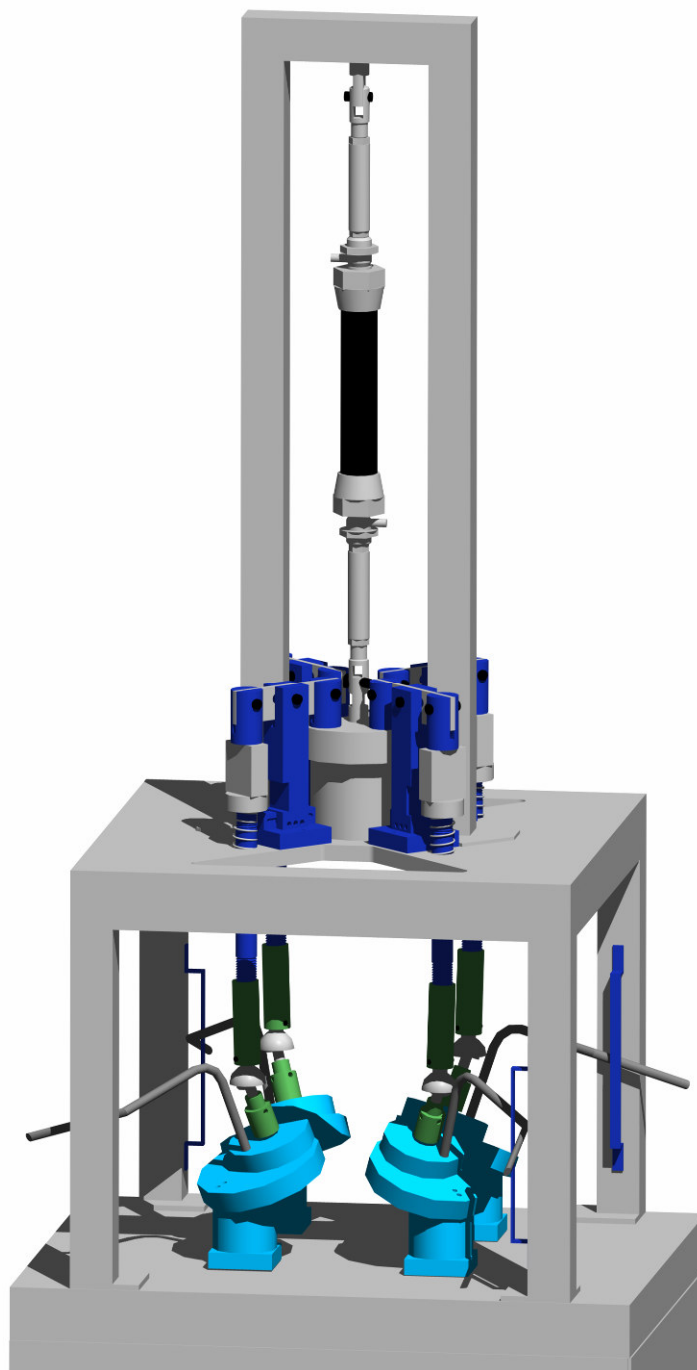
4.6	Definiendo la señal de control de 0 V en LabVIEW.	55
4.7	Señal de control de 0 V.	56
4.8	Fuerza medida en celdas a 0 V.	56
4.9	Señal de control de 2.5 V.	57
4.10	Fuerza medida en celdas a 2.5 V.	57
4.11	Señal de control de 5 V.	58
4.12	Fuerza medida en celdas a 5 V.	58
4.13	Forma correspondiente a un ciclo de la señal de control.	60
4.14	Configurando la señal de control en LabVIEW.	60
4.15	Señal de control obtenida en LabVIEW.	61
4.16	Fuerza aplicada en el simulador de cadera FIME II.	61
5.1	Comparación entre la amplitud de los movimientos realizados por la cadera humana (a) y los movimientos realizados por el simulador de cadera FIME II (b).	63
5.2	Comparación entre el ciclo de Paul (a) y las lecturas reportadas por las celdas de carga del simulador de cadera FIME II (b).	64
5.3	Definición de Microseparación según Fisher [50].	66
5.4	Lecturas de esfuerzos negativos durante el ciclo de marcha del simulador de cadera FIME II.	67
6.1	(a) Simulador de cadera FIME II. (b) Sistema de distribución de fuerza, perteneciente al sistema de carga variable y microseparación. (c) Sistema de simulación cinemática.	68

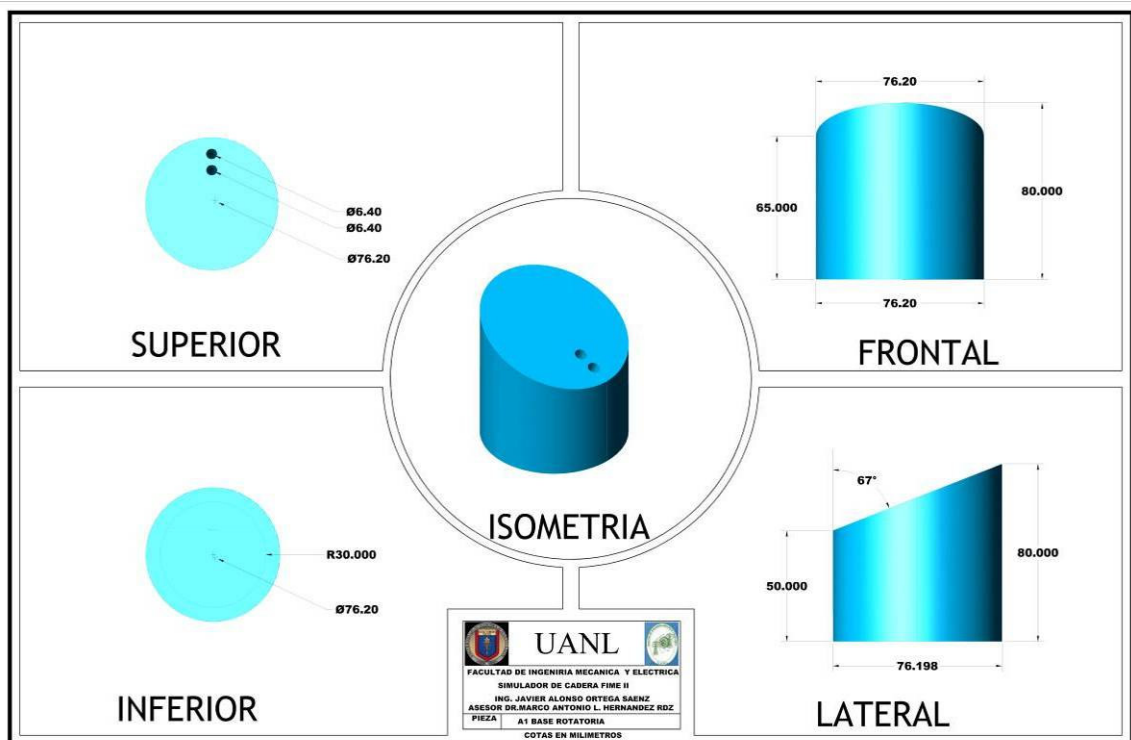
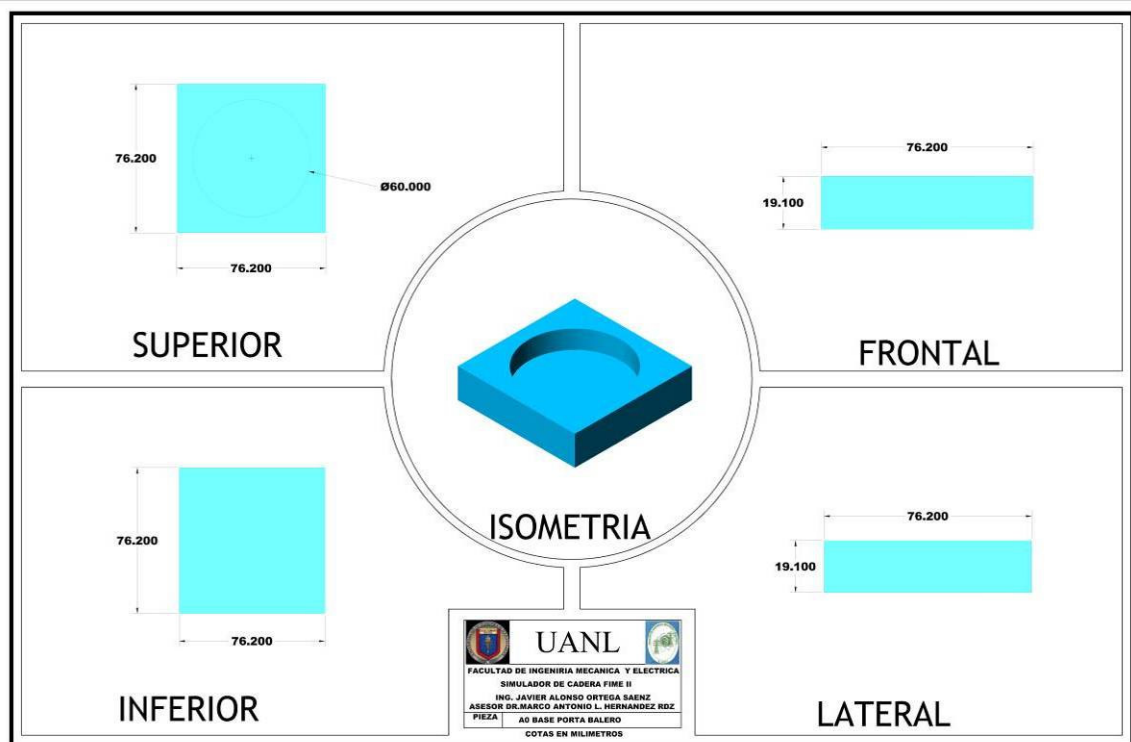
LISTA DE TABLAS

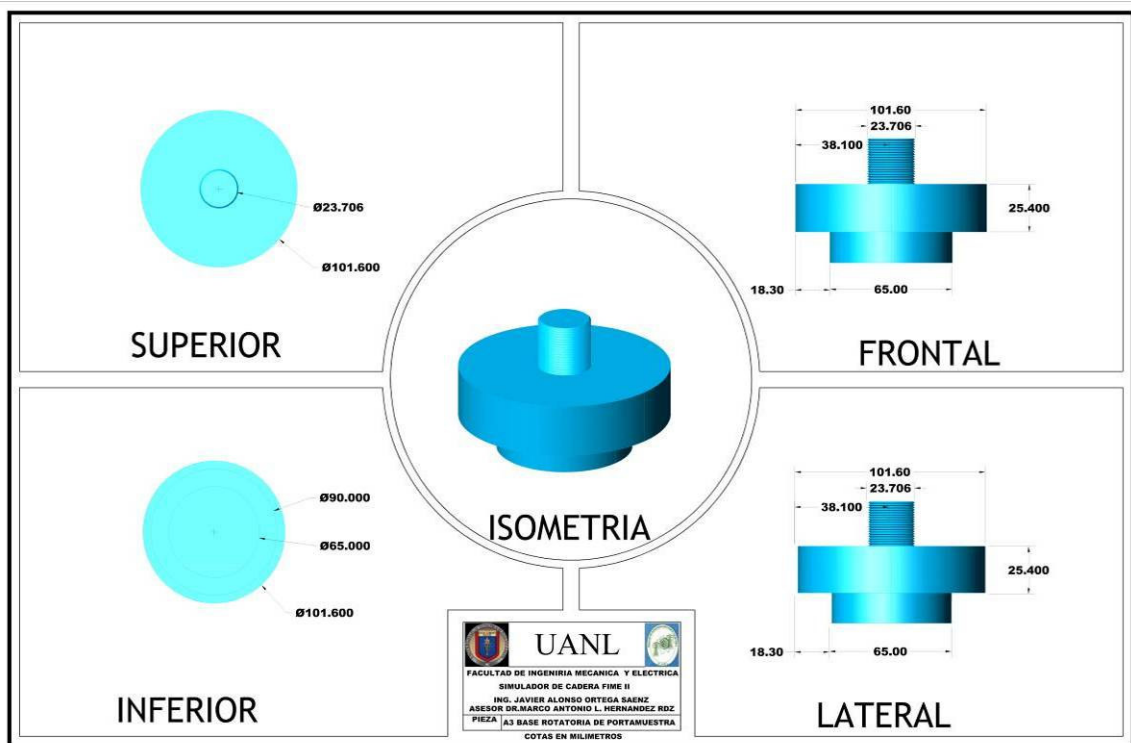
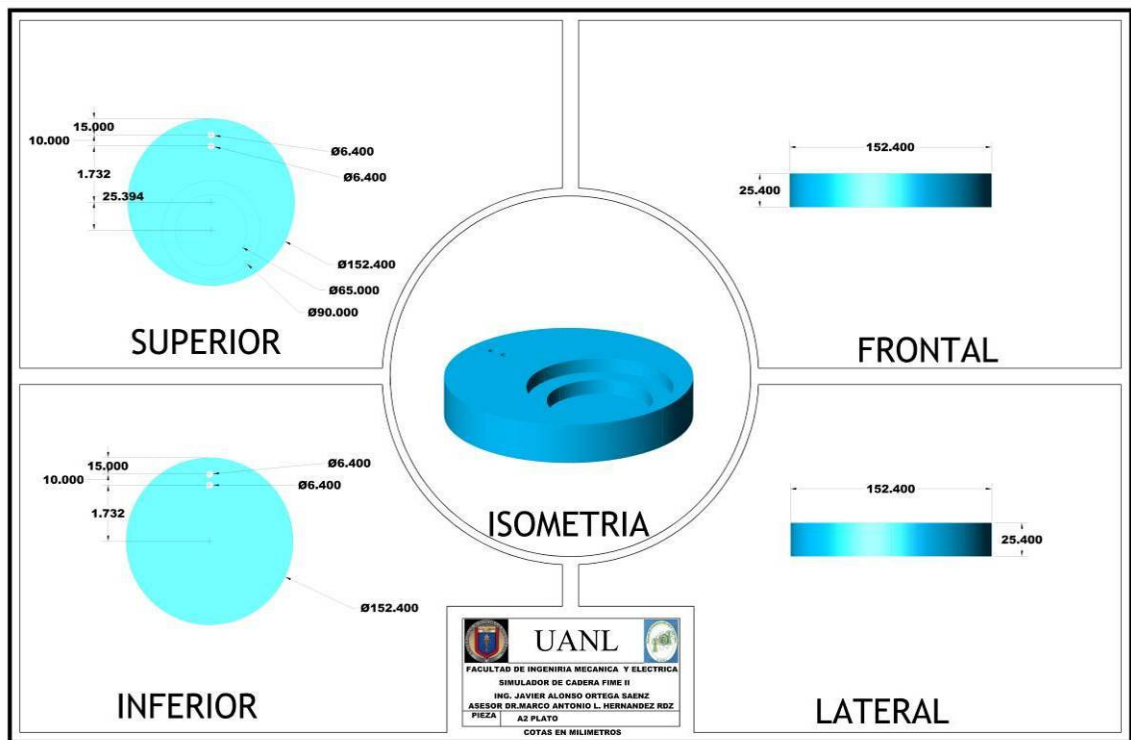
Tabla	Descripción	Página
2.1	Propiedades mecánicas de aleaciones biocompatibles.	9
2.2	Resumen de los simuladores de cadera contemporáneos.	23
4.1	Valores de voltaje en la señal de control para generar el ciclo de Paul.	59

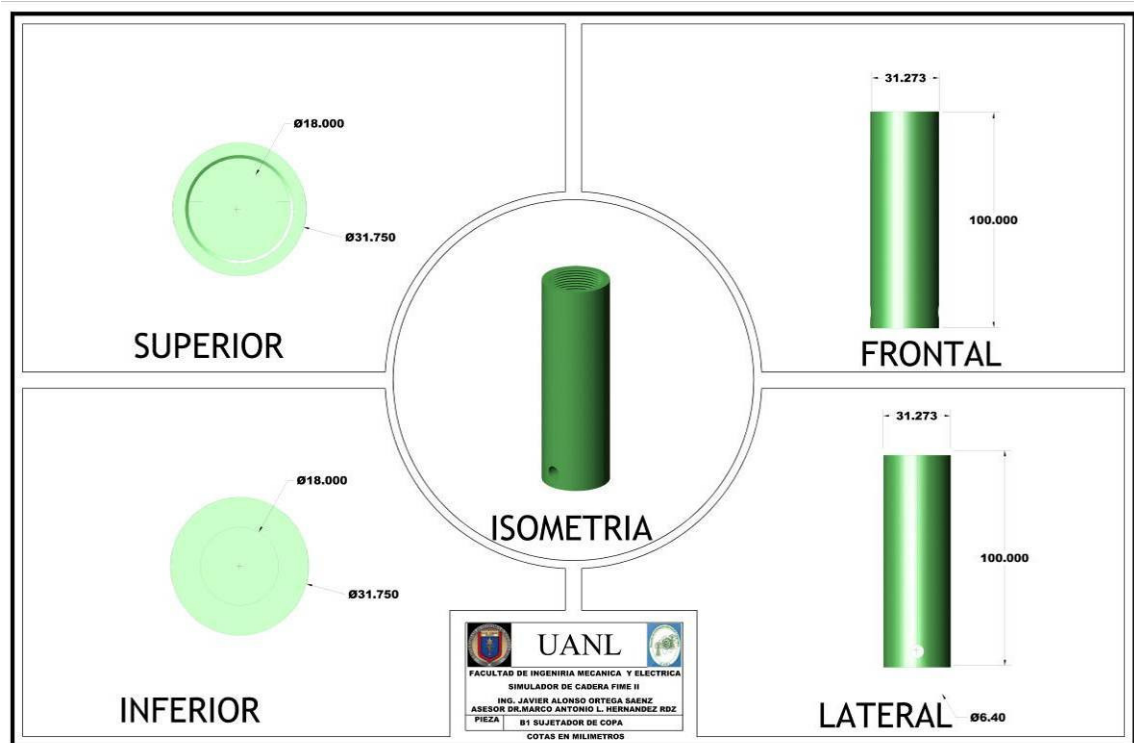
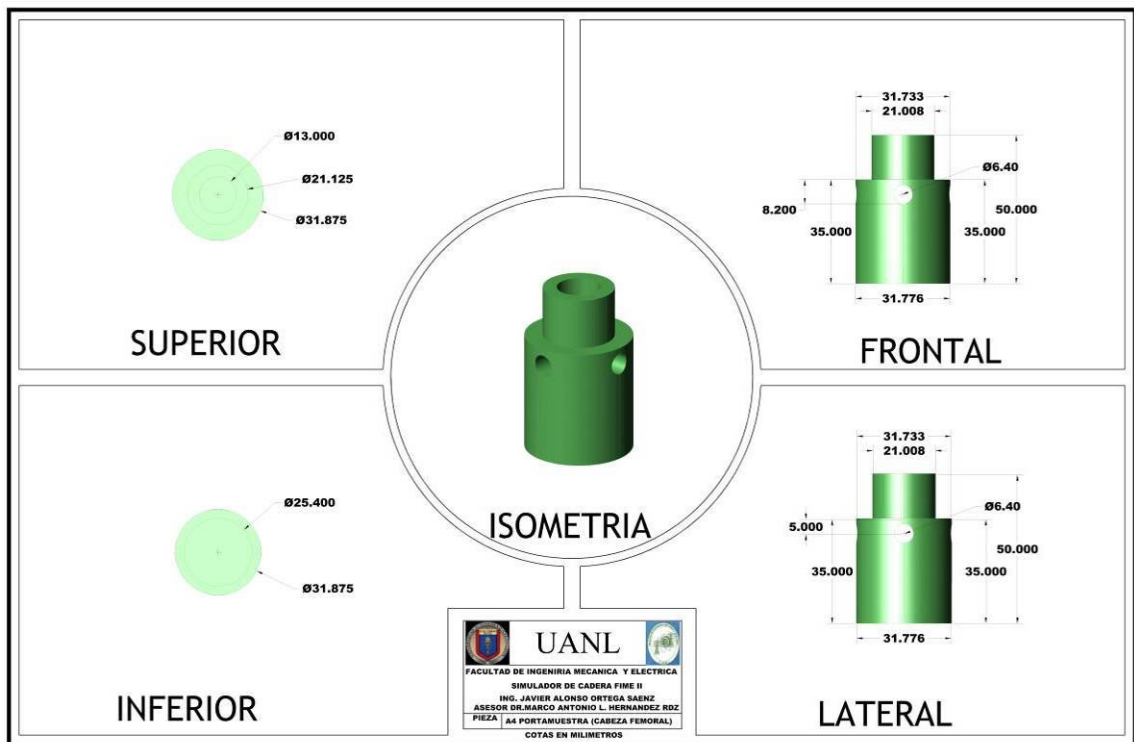
APÉNDICE A

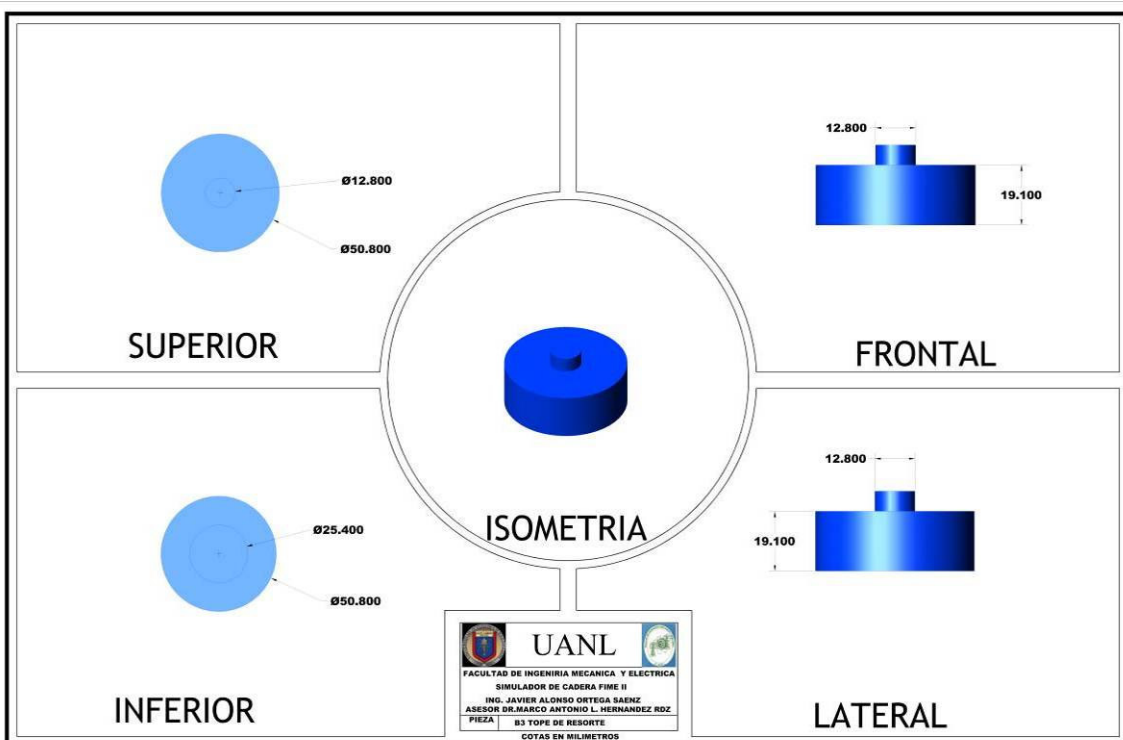
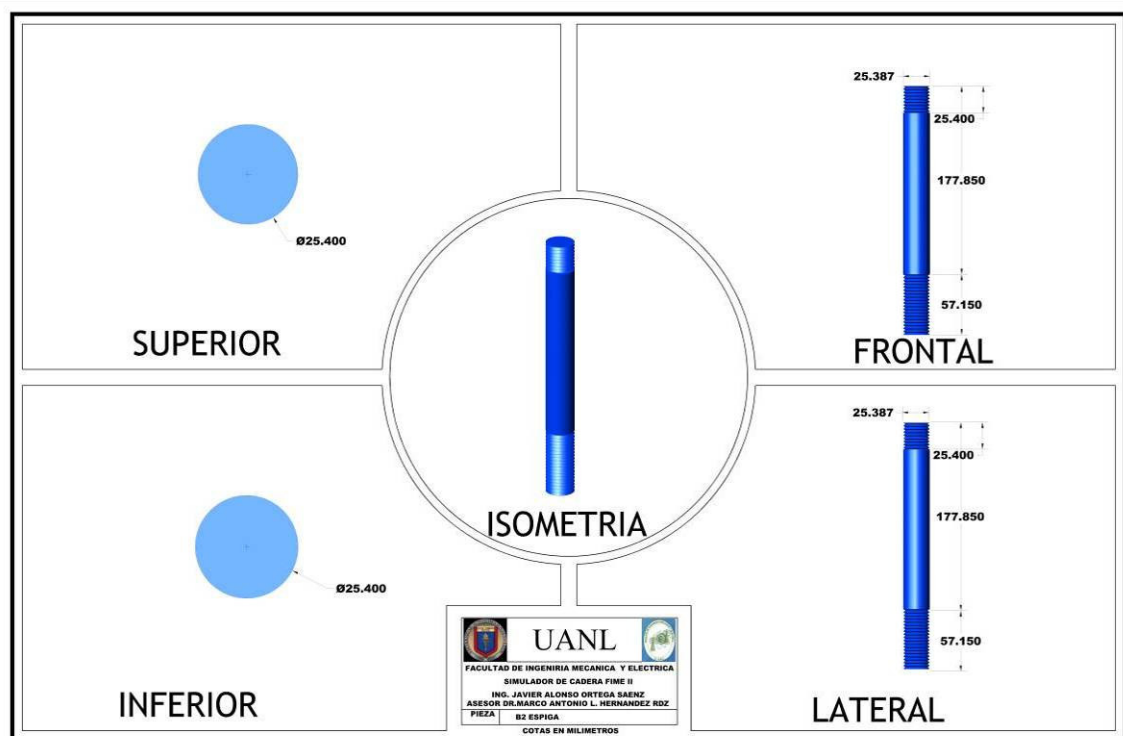
Diseño a detalle del simulador de cadera FIME II

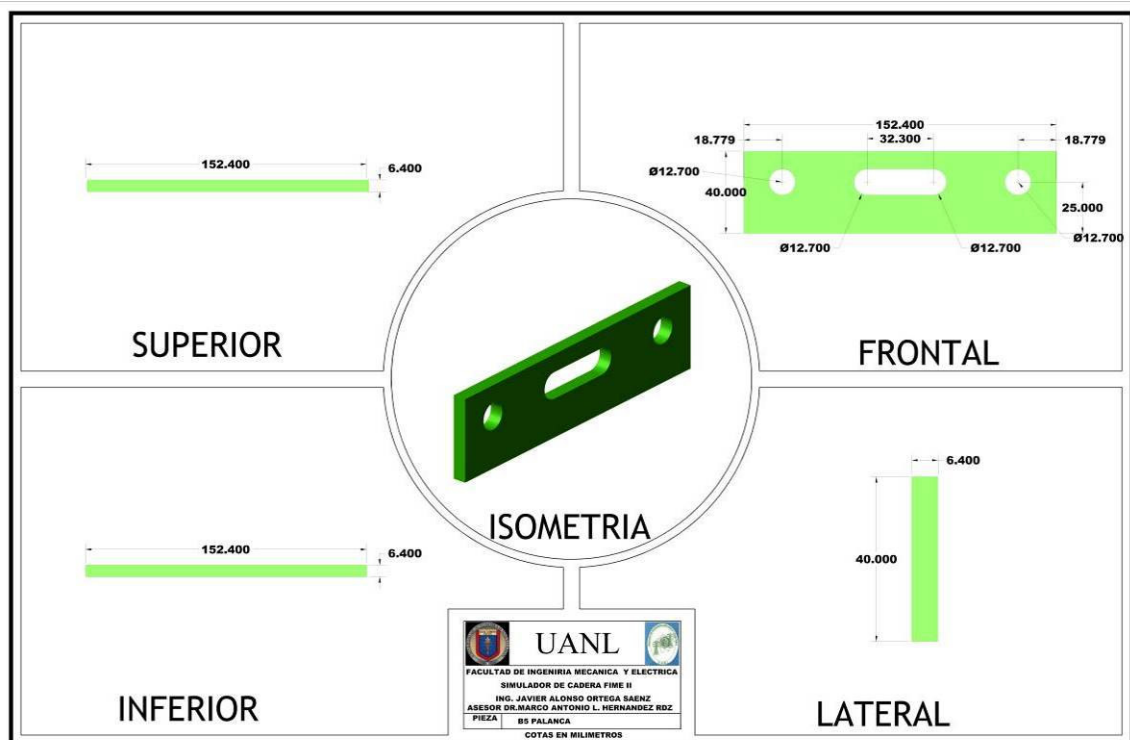
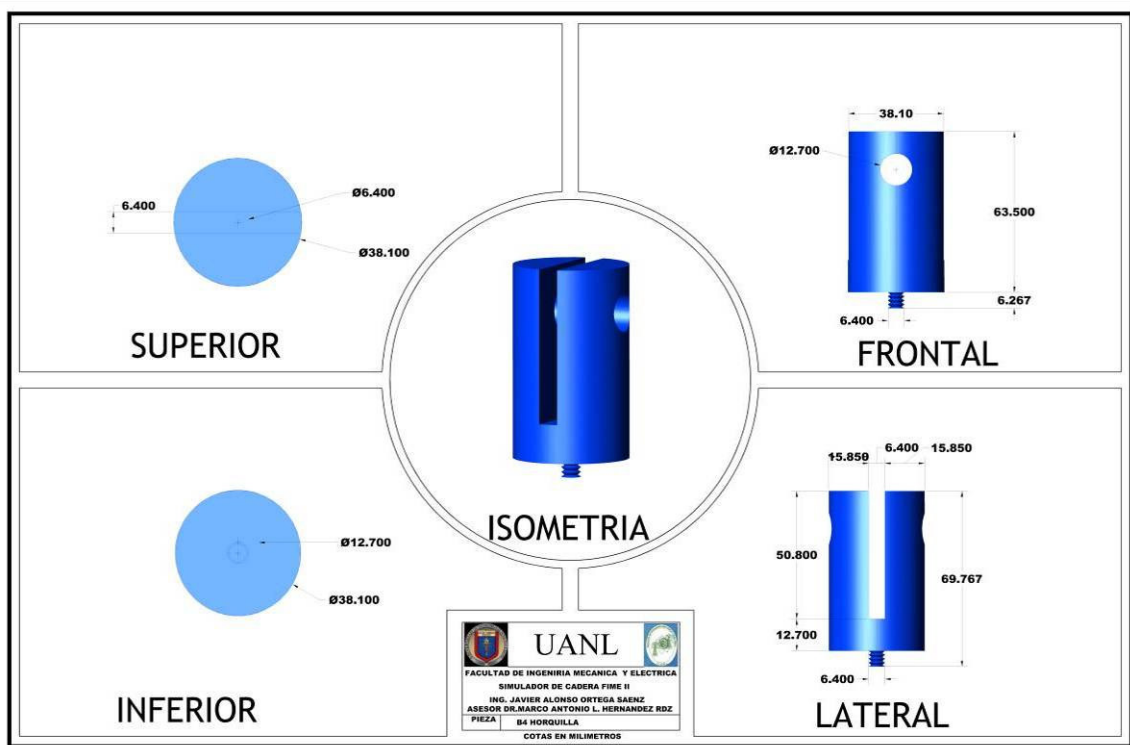


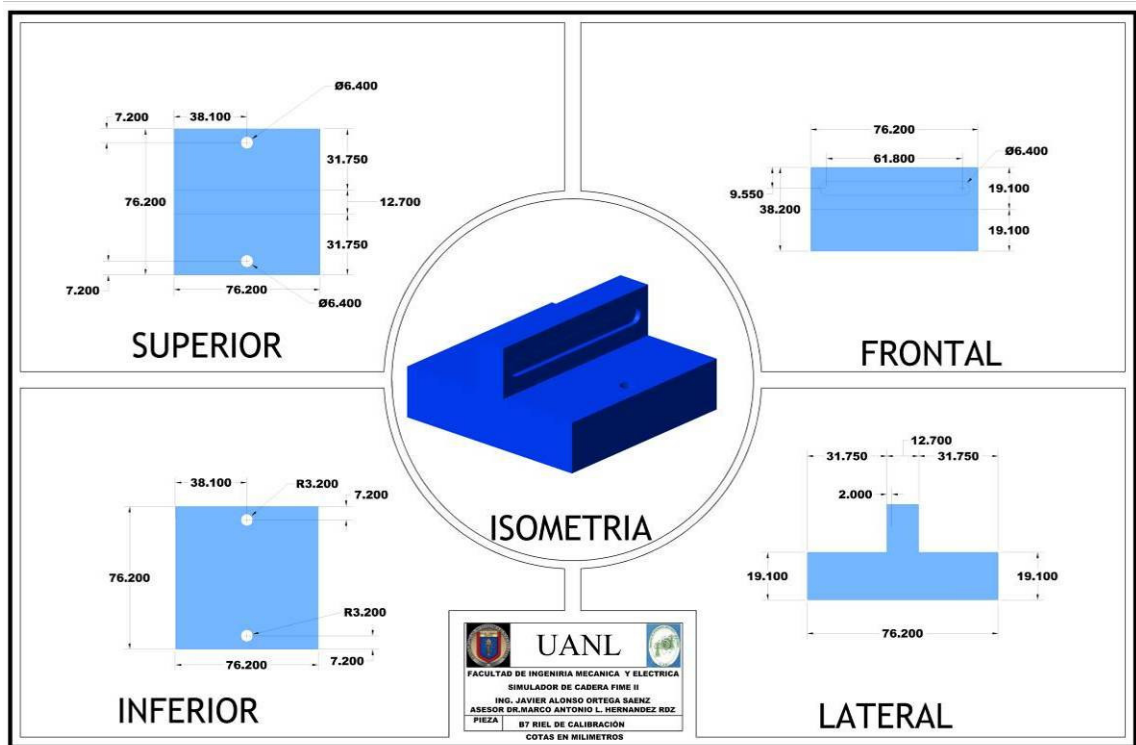
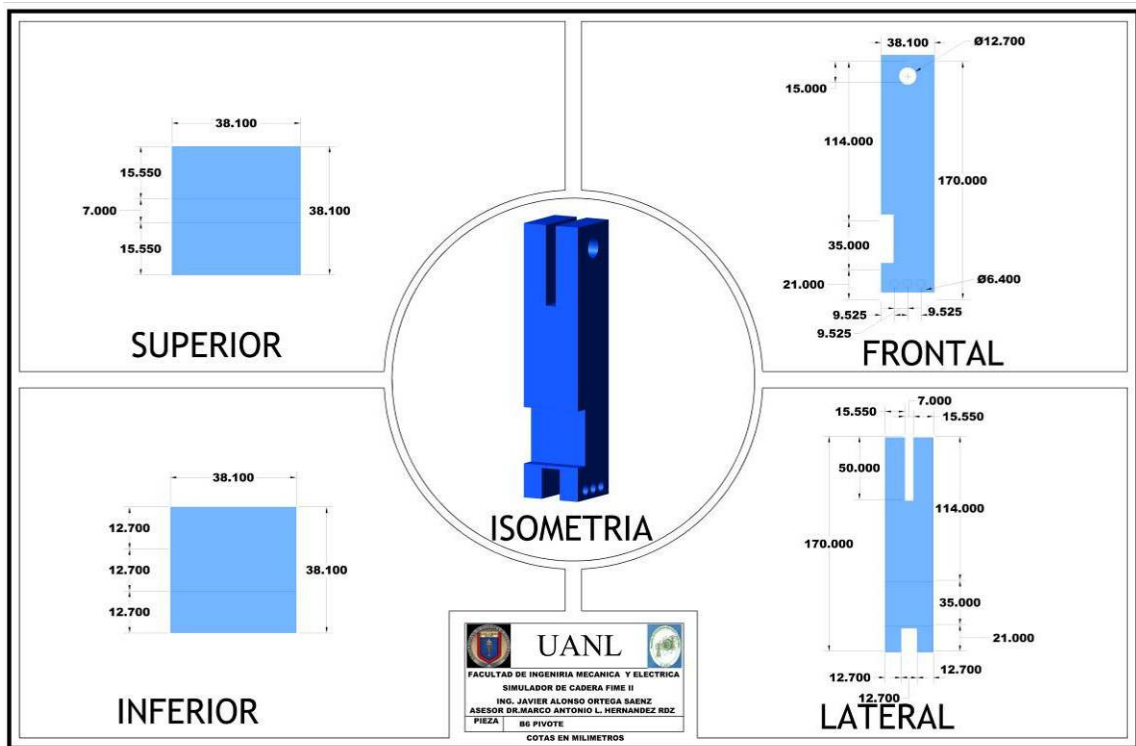


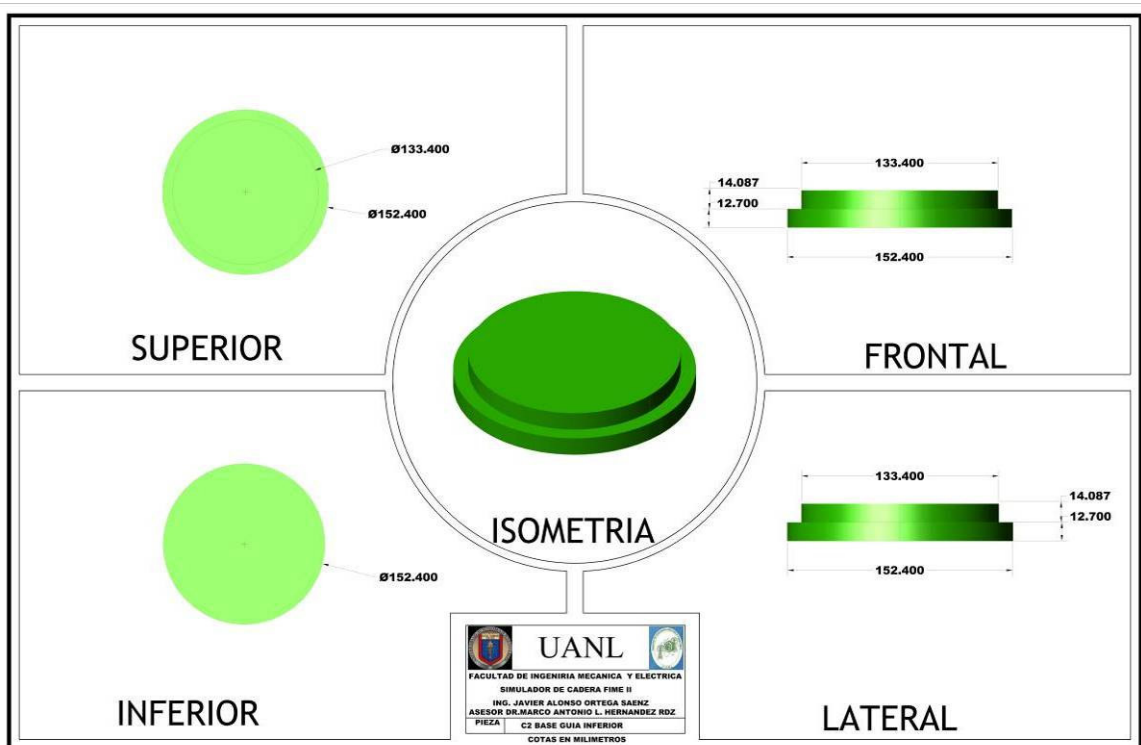
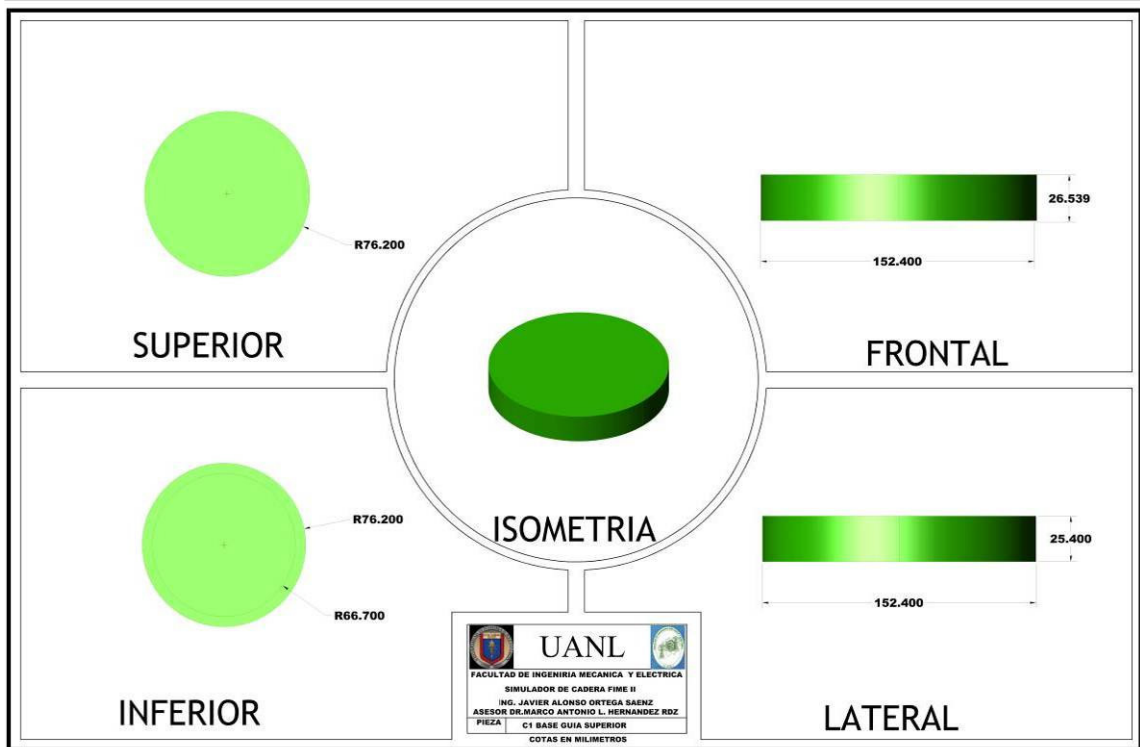


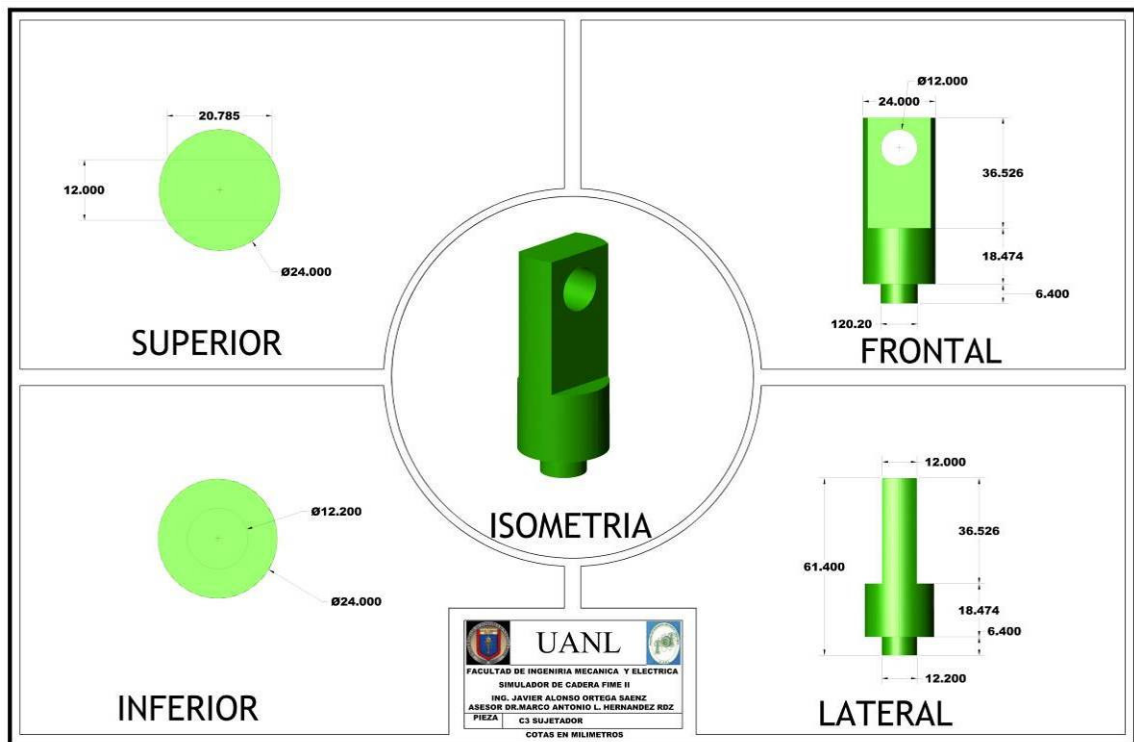












APÉNDICE B

Especificaciones del Motor SIEMENS monofásico

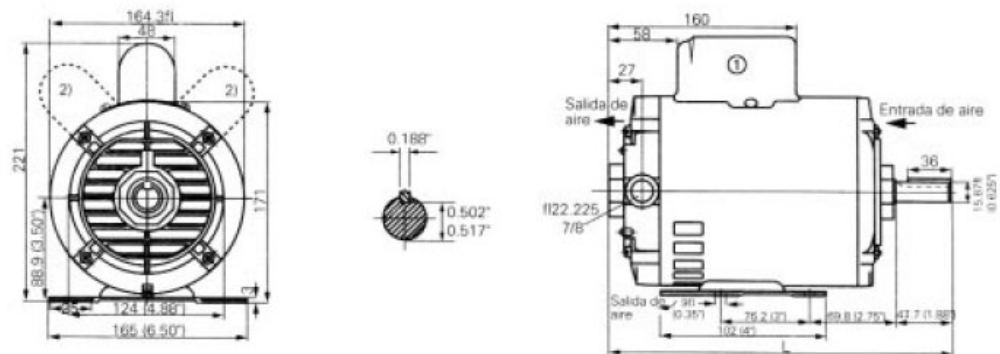
Tabla de selección

Motores monofásicos jaula de ardilla a prueba de goteo; aisl. Clase B; 4 polos

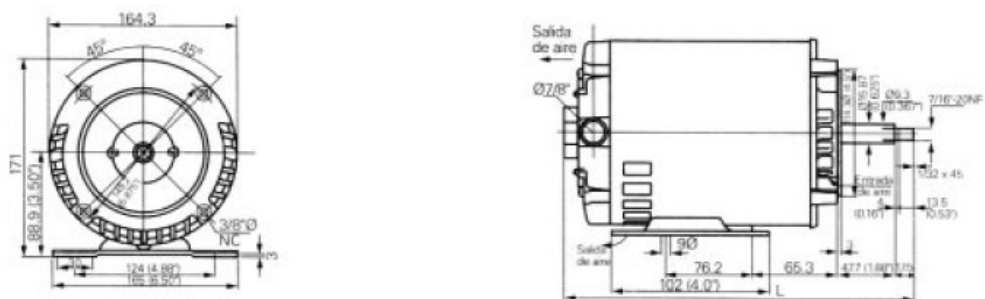
Potencia CP	Tipo	Catálogo No.	Peso neto kg	Velocidad nominal r.p.m.	Tensión nominal volt	Corriente nominal A	Factor de servicio	Corriente F.S. A	Long. L mm
Arranque por fase dividida, base rígida, con balero									
0.25	1RF3 052-4YF31	30002040	7.9	1760	127	6.0	1.35	6.3	254
0.33	1RF3 053-4YF31	30002048	9.3	1740	127	7.0	1.35	7.5	271
0.50	1RF3 054-4YF31	30002056	9.8	1755	127	9.5	1.25	10.5	271
Arranque por capacitor, base rígida, con balero									
0.25	1RF3 052-4YC31	30002036	7.4	1760	127**	5.4	1.6	6.0	254
0.33	1RF3 053-4YC31	30002045	8.6	1755	127**	6.6	1.5	7.4	271
0.50	1RF3 054-4YC31	30002053	9.2	1745	127**	9.5	1.3	10.0	271
0.75	1RF3 055-4YC41	30002061	12.6	1735/1720	127/220	12.7/5.8	1.25	14.0/7.0	291
1.0	1RF3 056-4YC41	30002066	15.4	1745/1720	127/220	16/7.4	1.15	16.9/8.2	313
1.5 ¹⁾	1RF3 057-4YB41	30003716	14.3	1740/1720	127/220	13.8/7.2	1.15	15.2/8.3	313
2 ¹⁾	1RF3 058-4YB41	30003717	15.4	1730/1710	127/220	18.2/9.6	1.0	-	313

Dimensiones Generales

Estándar



Brida C, bomba*



APÉNDICE C

Análisis de velocidades del Sistema Motriz

La velocidad requerida en el simulador de cadera FIME II es de 1.4 Hz (13.369 RPM) para lo cual fue necesario integrar un sistema motriz compuesto de los elementos que se muestran en la figura 3.7 del capítulo 3.

La velocidad de salida del motor es de 1750 RPM, acoplando el reductor de velocidad con relación de 60:1, la velocidad resultante es 29.166 RPM. Para reducir la velocidad a 13.369 RPM (1.4 Hz), fue necesario incorporar un sistema de engranes de reducción de velocidad, compuesto por un engrane y un piñón con una relación de dientes de 78/36. El piñón del sistema de engranes de reducción esta montado en la flecha del reductor (ver figura 3.7 del capítulo 3), por lo cual tiene una velocidad de 29.166 RPM. El análisis de velocidades del sistema de engranes de reducción se presenta a continuación:

ω_p = velocidad del piñón = 29.16 RPM

N_p = numero de dientes del piñón = 36

ω_E = velocidad del engrane =?

N_E = numero de dientes del engrane = 78

$$\omega_p N_p = \omega_E N_E$$

$$\omega_E = \frac{\omega_p N_p}{N_E}$$

$$\omega_E = \frac{(29.16RPM)(36)}{78}$$

$$\omega_E = 13.45RPM$$

$$13.46 \frac{Rev.}{Min.} \left| \frac{2\pi rad}{Rev.} \right| \left| \frac{Min.}{60seg} \right| = 1.40Hz$$

APÉNDICE D

Análisis del Brazo Antirotación

Calonius [40], analizando las huellas de deslizamiento registradas en implantes producidas por la cinemática de diferentes simuladores de cadera, dedujo a que el brazo anti-rotación de los simuladores de cadera BRM, no previene completamente la rotación del eje vertical R (Figura 3.8), y por consiguiente, además de los movimientos de flexión-extensión (FE) y abducción-adducción (AA), es generado el movimiento de rotación interna-externa (IER), teniendo la misma fase que el movimiento de abducción-adducción (AA). La amplitud del movimiento de interna-externa (IER) depende de los valores de la altura del brazo anti-rotación (a) y de la distancia horizontal del centro de la prótesis al poste (b), según se observa en la Figura D.1, siendo la amplitud $2\text{sen}^{-1}(a \tan 23^\circ / b)$.

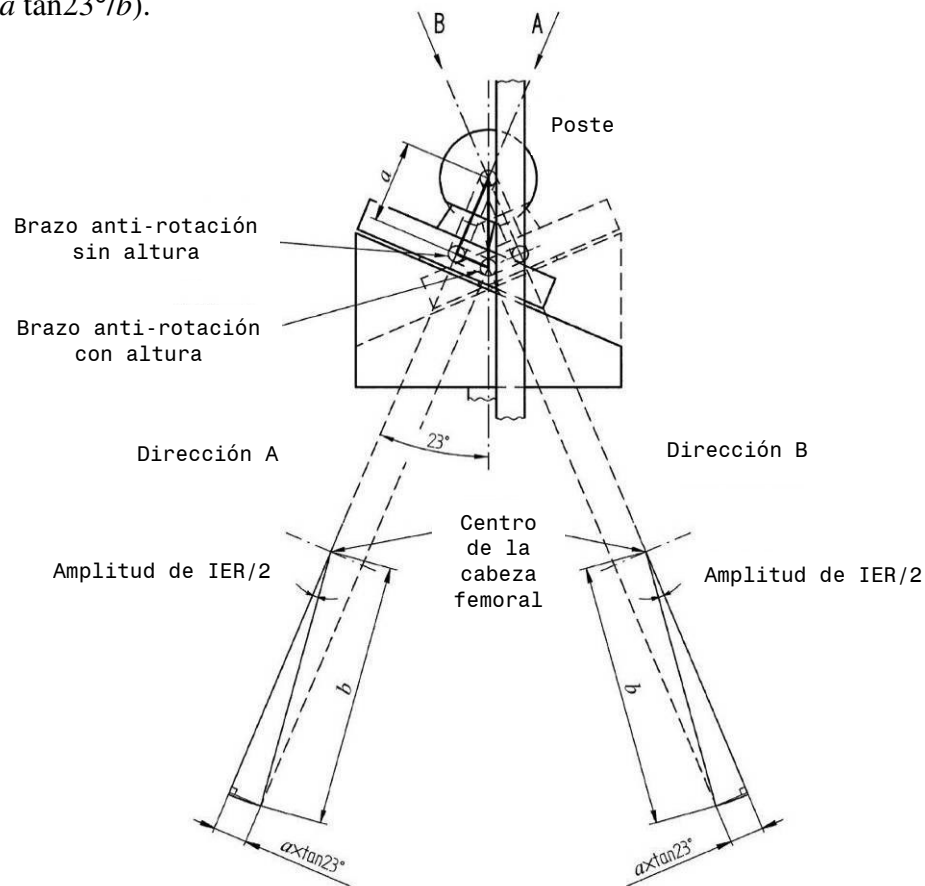


Figura D.1 Ilustración mostrando la diferencia entre los brazos anti-rotación con y sin altura en los simuladores de cadera BRM.

APÉNDICE E

Especificaciones del Músculo Neumático MAS

Músculo neumático MAS

Hoja de datos

FESTO

-  Diámetro
10 ... 40 mm
-  Longitud nominal
40 ... 9 000 mm
-  Fuerza
0 ... 5 700 N

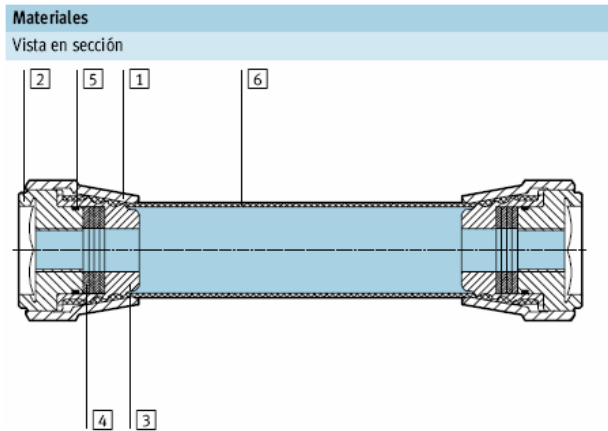


Datos técnicos generales			
Tamaño	10	20	40
Conexión neumática	→ Adaptador MXAD-...ver a partir de la página 1 / 5.6-18		
Fluido	Aire comprimido filtrado, lubricado o sin lubricar (otros medios bajo consulta)		
Construcción	Membrana contráctil, reforzada con fibra		
Funcionamiento	De simple efecto, tracción		
Diámetro interior [mm]	10	20	40
Longitud nominal [mm]	40 ... 9 000	60 ... 9 000	120 ... 9 000
Carga adicional máxima, colgante [kg]	30	80	250
Carga adicional máxima a elevar desde el suelo; posición inicial con el músculo no pretensado [kg]	68	160	570
Contracción máxima admisible	20% de la longitud nominal		25% de la longitud nominal
Relajación a temperatura ambiente	3% de la longitud del tubo flexible		
Precisión de repetición	≤1% de la longitud nominal		
Estiramiento inicial máximo admisible ¹⁾	3% de la longitud nominal		
Aumento del diámetro ²⁾ en estado de contracción máxima [mm]	23	40	75
Histéresis sin/con carga	≤5%/≤2,5% de la longitud nominal	≤4%/≤2% de la longitud nominal	
Error angular máximo	±1° entre los ejes de dos conexiones fijas		
Error máximo de paralelismo	2 mm por cada 100 mm de longitud entre dos puntos de fijación		
Velocidad sin carga adicional y con 6 bar [m/s]	0,001 ... 1,5	0,001 ... 2	
Tipo de fijación	Con accesorios		
Posición de montaje	Indistinta (si surgen fuerzas laterales, es necesario utilizar una guía externa)		

Condiciones de funcionamiento y del entorno			
Tamaño	10	20	40
Presión de funcionamiento [bar]	0 ... 8	0 ... 6	
Temperatura ambiente [°C]	5 ... 60		
Clase de resistencia a la corrosión CRC ¹⁾	2		

Fuerzas [N] con la presión de funcionamiento máxima admisible			
Tamaño	10	20	40
Fuerza teórica	650	1 600	5 700
Fuerza necesaria para el estiramiento inicial	300	800	2 500
Limitación de fuerza	400	1 200	4 000





Pesos [g]				
Tamaño		10	20	40
Peso del producto con longitud de 0 m		76	235	673
Peso adicional por cada metro de longitud		93	160	360
Conexiones	abierto en un lado (MC)	38	112	331
	abierto en ambos lados (MO)	38	123	342



Cilindro		
1	Tuerca de racor	Aleación forjada de aluminio anodizado incoloro
2	Brida	Aleación forjada de aluminio anodizado azul
3	Cono interior	Aleación forjada de aluminio anodizado incoloro
4	Resortes de disco	Acero
5	Junta	NBR
6	Membrana	Aramida, CR
-	Pegamento	Loctite 243 (aplicación en la rosca)
-	Lubricante	Klüberplex BE 31-222

APÉNDICE F

Datos Técnicos Reguladores Electroneumáticos Serie ITV

Electro-pneumatic pressure regulator	Series	Model	Set pressure range	Sensitivity	Accuracy
	Series ITV0000 	ITV001*	0.001 to 0.1MPa	0.2kPa	Linearity Within $\pm 1\%$ (F.S.)
		ITV003*	0.001 to 0.5MPa	1.0kPa	
		ITV005*	0.001 to 0.9MPa	1.8kPa	
		ITV009*	-1 to -100KPa	0.2kPa	
	Series ITV1000 	ITV101*	0.005 to 0.1MPa	0.2kPa	
		ITV103*	0.005 to 0.5MPa	1.0kPa	
		ITV105*	0.005 to 0.9MPa	1.8kPa	
	Series ITV2000 	ITV201*	0.005 to 0.1MPa	0.2kPa	Hysteresis Within $\pm 0.5\%$ (F.S.)
		ITV203*	0.005 to 0.5MPa	1.0kPa	
		ITV205*	0.005 to 0.9MPa	1.8kPa	
		ITV209*	-1.3 to -80kPa	0.16kPa	
	Series ITV3000 	ITV301*	0.005 to 0.1MPa	0.2kPa	
		ITV303*	0.005 to 0.5MPa	1.0kPa	
		ITV305*	0.005 to 0.9MPa	1.8kPa	

APÉNDICE G

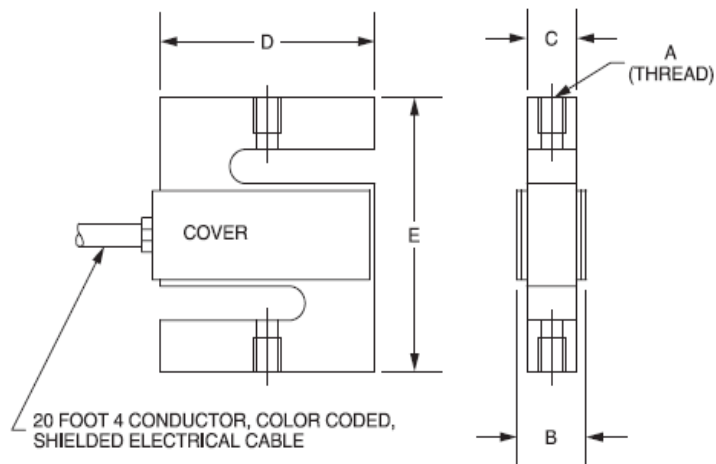
Datos Técnicos de las Celdas de Carga HBM Serie S35

Geometría

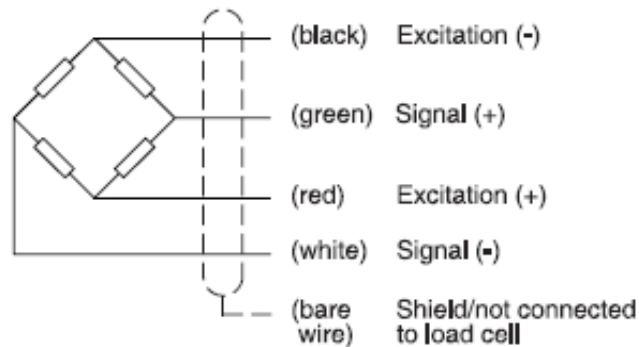


Medidas en pulg (mm)

CAPACITY	A	B	C	D	E
50 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
100 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
200 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
250 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
300 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
500 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
750 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
1000 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
1500 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
2000 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
2500 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
3000 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
5000 LB	3/4-16 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
10000 LB	3/4-16 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
15000 LB	1-14 UNS 2B	1.69 (42.9)	1.50 (38.1)	4.00 (101.6)	5.50 (139.7)
20000 LB	1 1/4-12 UNF 2B	2.19 (55.6)	2.00 (50.8)	5.00 (127.0)	7.00 (177.8)



Código de conexiones



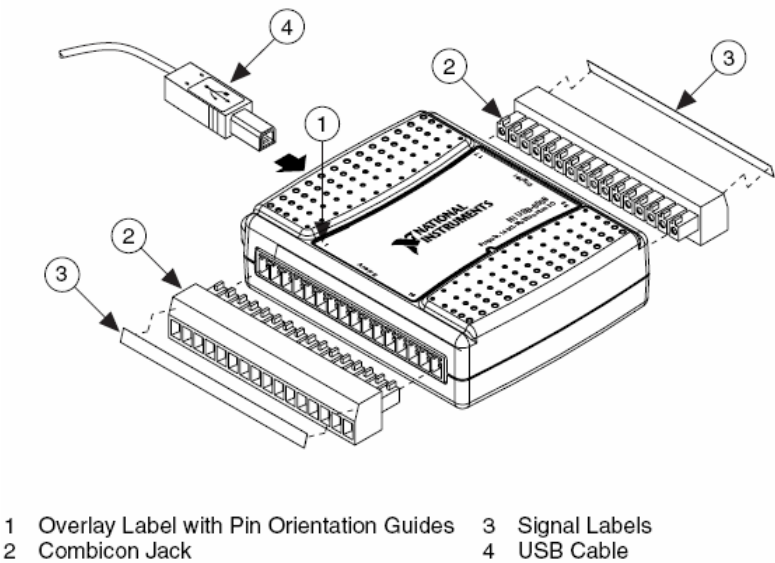
Especificaciones

Model Type		S35															
Accuracy class		NTEP CLASS III															
Maximum number of load cell intervals (n_{LC})		3000 DIVISIONS SINGLE															
Maximum capacity (E_{max})	lb	50	100	200	250	300	500	750	1000	1500	2000	2500	3000	5000	10,000	15,000	20,000
Minimum load cell verification interval (V_{min})	lb	0.004	0.008	0.016	0.020	0.024	0.040	0.060	0.080	0.120	0.160	0.200	0.240	0.400	0.800	1.200	1.600
Sensitivity (C_n)	mV/V	3 ± 0.3															
Zero balance		0 ± 0.03															
Temperature effect on zero balance (TK_0)	% of C_n / 10°C	± 0.018															
Temperature effect on sensitivity (TK_c) ⁿ																	
Temperature range +20...+40°C [+70...+105°F] -10...+20°C [+15...+70°F]		± 0.021 ± 0.014															
Hysteresis error (d_{hy}) ⁿ	% of C_n	± 0.030															
Non-linearity (d_{lin}) ^s		± 0.030															
Creep (d_{cr}) over 30 min.		0.025															
Input resistance (R_{LC})	Ω	> 350															
Output resistance (R_O)		350 ± 3															
Reference excitation voltage (U_{ref})	V	5															
Maximum excitation voltage (U_{max})	GΩ	15															
Insulation resistance (R_{is})		10															
Nominal temperature range (B_T)	°C [°F]	-10...40 [14...104]															
Service temperature range (B_{tu})		-15...70 [5...158]															
Storage temperature range (B_{tl})		-15...85 [5...185]															
Safe load limit (E_L)	% of E_{max}	120															
Ultimate load limit (E_d)		200															
Lateral load limit (E_{lq})		100															
Permissible dynamic load (F_{srel}) (vibration amplitude according to DIN 50100)		70															
Deflection at E_{max} (S_{nom}), approx.	in	< 0.015															
Weight, approx.	lb	1				2				4				11	22		
Protection class to EN60529 (IEC529)		IP65															
Material: Measuring element		Stainless Steel															
Cable Fitting Gland		Stainless Steel															
Cable Sheath		PVC															
Coating/Plating		-															

APÉNDICE H

Especificaciones de la TAD NI USB-6008

Partes Principales



Especificaciones

Analog Input

Absolute accuracy, single-ended

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±10	14.7	138

Absolute accuracy at full scale, differential¹

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±20	14.7	138
±10	7.73	84.8
±5	4.28	58.4
±4	3.59	53.1
±2.5	2.56	45.1
±2	2.21	42.5
±1.25	1.70	38.9
±1	1.53	37.5

¹ Input voltages may not exceed the working voltage range

Number of channels..... 8 single-ended / 4 differential
Type of ADC..... Successive approximation

ADC resolution (bits)

Device	Differential	Single-Ended
USB-6008	12	11
USB-6009	14	13

Maximum sampling rate (system dependent)

Device	Maximum Sampling Rate (kS/s)
USB-6008	10
USB-6009	48

Digital I/O

Number of channels.....	12 total 8 (P0.<0..7>) 4 (P1.<0..3>)
Direction control.....	Each channel individually programmable as input or output
Output driver type	
USB-6008.....	Open-drain
USB-6009.....	Each channel individually programmable as push-pull or open-drain.
Compatibility	CMOS, TTL, LVTTTL
Internal pull-up resistor.....	4.7 k Ω to +5 V
Power-on state	Input (high impedance)
Absolute maximum voltage range	-0.5 to +5.8 V

Digital logic levels

Level	Min	Max	Units
Input low voltage	-0.3	0.8	V
Input high voltage	2.0	5.8	V
Input leakage current	—	50	μ A
Output low voltage (I = 8.5 mA)	—	0.8	V
Output high voltage (Push-pull, I = -8.5 mA)	2.0	3.5	V
Output high voltage (Open-drain, I = -0.6 mA, nominal)	2.0	5.0	V
Output high voltage (Open-drain, I = -8.5 mA, with external pull-up resistor)	2.0	—	V

Product	Bus	Analog Inputs ¹	Input Resolution (bits)	Max Sampling Rate (kS/s)	Input Range (V)	Analog Outputs	Output Resolution (bits)	Output Rate (Hz)	Output Range (V)	Digital I/O Lines	32-bit Counter	Trigger
USB-6009	USB	8 SE/4 DI	14	48	± 1 to ± 20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital
USB-6008	USB	8 SE/4 DI	12	10	± 1 to ± 20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital

¹ SE = single ended, DI = differential

APÉNDICE I

Sistema de Control e Instrumentación extraído de la Tesis

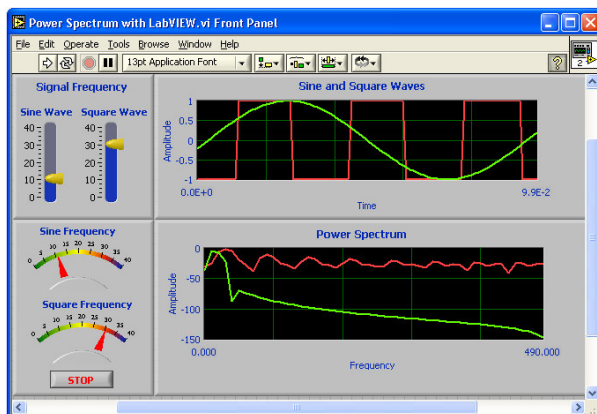
“Desarrollo de un sistema de control, para un simulador de cadera mecánico”.

I.1 SOFTWARE DE INSTRUMENTACIÓN LABVIEW 8.0.

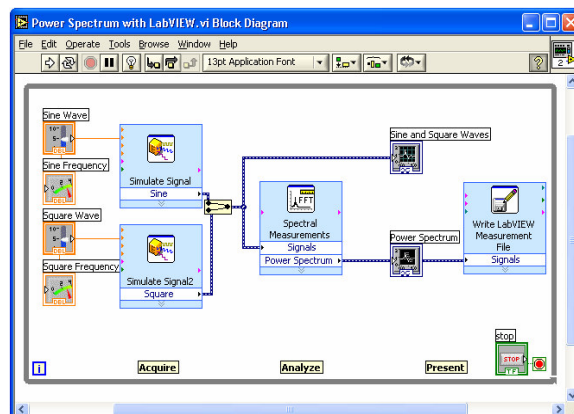
LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es un ambiente de desarrollo basado en la programación gráfica [1]. Utiliza terminología, iconos e ideas familiares a técnicos, científicos e ingenieros, y se basa en símbolos gráficos en lugar de lenguaje textual para describir acciones de programación. LabVIEW está integrado completamente en las comunicaciones con el hardware tal como GPIB, RS-232 y DAQ.

I.1.1 INSTRUMENTOS VIRTUALES.

Los archivos básicos que se pueden crear con LabVIEW son llamados Instrumentos Virtuales o VIs por sus siglas en inglés. Cada VI consiste de dos partes principales: el panel frontal y el diagrama de bloques.



(a)



(b)

Figura I.1 Panel Frontal (a) y Diagrama de bloques (b)

El panel frontal es utilizado para interaccionar con el usuario cuando el programa esta corriendo. El usuario puede controlar el programa, cambiar entradas, y ver datos actualizados en tiempo real. Existen controles que son usados como entradas e indicadores que son usados como salidas. Cada control o indicador del panel frontal tiene una terminal correspondiente en el diagrama de bloques.

El diagrama de bloque contiene el código fuente gráfico. Los objetos del panel frontal aparecen como terminales en el diagrama de bloque. Adicionalmente, el diagrama de bloque contiene funciones y estructuras incorporadas en las bibliotecas de LabVIEW VI. Los cables conectan cada uno de los nodos en el diagrama de bloques, incluyendo controles e indicadores de Terminal, funciones y estructuras.

Por otra parte, LabVIEW es un programa adecuado para la adquisición de datos, entre otros motivos, por su total compatibilidad con las tarjetas de National Instruments. Su interface gráfica ofrece una gran potencia de visualización de señales y dispone de librerías de procesado para el tratamiento de las señales adquiridas. Para que todo esto sea posible, LabVIEW ofrece una librería de adquisición de datos que proporciona al usuario una herramienta de trabajo de fácil uso y que permite disponer de una mayor flexibilidad en cuanto al manejo de las tarjetas de adquisición de datos. Lo anterior fue una de las razones por las que se decidió utilizar LabVIEW para el desarrollo y prueba de la parte de instrumentación del simulador de cadera mecánico.

I.2 CELDA DE CARGA.

La celda de carga es un instrumento que mide fuerza, convirtiendo esta variable física en una señal analógica eléctrica [2]. En la actualidad existen en el mercado una infinidad de marcas de celdas de carga, dependiendo del tipo de aplicación. Para nuestro caso, se seleccionó la celda de carga marca HBM, INC. con las siguientes características:

MODELO:	S35-1.5K-20575	RESISTENCIA DE ENTRADA:	386.9 Ω
SENSIBILIDAD:	2.9621 mV/V	RESISTENCIA DE SALIDA:	350.3 Ω
CARGA MÁXIMA:	6672.332 N	VOLTAJE DE EXCITACIÓN:	5 V

La carga máxima que puede sensor este dispositivo es de 6672.332 N. Partiendo de la idea de que la fuerza máxima que se presenta en el simulador es de 2000 N, con esta celda estamos sobrados en capacidad para tener lecturas por debajo del posible máximo valor sentido, lo anterior para no forzar al dispositivo sensor de fuerza, y por consiguiente se presente una vida útil más larga.

I.2.1 ESTUDIO DE LA CELDA DE CARGA.

En esta parte se describe el principio de funcionamiento de la celda de carga, se le aplicaron fuerzas conocidas y se midió el voltaje de salida, para así conocer más a detalle el comportamiento de este tipo de dispositivos. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla I.1, la cual es una relación de fuerza-voltaje. Cabe mencionar que para esta prueba el voltaje de excitación en la celda fue de 5 V.

FUERZA (lb)	FUERZA (N)	VOLTAJE DE SALIDA (mV)
0	0	0
250	1112.055	2.4684
500	2224.111	4.9368
750	3336.166	7.4052
1000	4448.222	9.8736
1250	5560.277	12.3420
1500	6672.332	14.8105

TABLA I.1 Relación fuerza-voltaje en celda de carga S35-1.5K-20575.

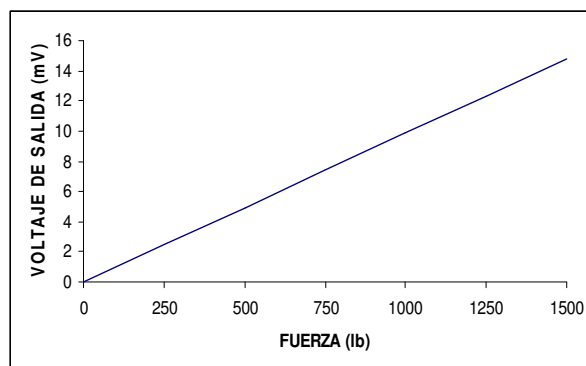


FIGURA I.2 Gráfica fuerza-voltaje en celda de carga.

Los resultados anteriores muestran que la celda de carga presenta un comportamiento lineal de voltaje de salida, respecto a la fuerza que se le este aplicando. Se observa que el voltaje de salida máximo, que se presenta cuando la fuerza a medir es de 6672.332 N, es decir la salida a plena escala, se obtiene multiplicando el voltaje de excitación por la sensibilidad.

$$V_{sal\ max} = (V_{excitación})(Sensibilidad_{celda}) \quad (1)$$

$$V_{sal\ max} = (5V)(2.9621\ mV/V)$$

$$V_{sal\ max} = 14.8105\ mV$$

Esta valor es el que estaría sensando la tarjeta de adquisición de datos para que en conjunto con una programación el LabVIEW, se grafique el comportamiento de la fuerza respecto al tiempo. Pero se presenta un inconveniente, la tarjeta de adquisición sólo acepta valores de voltaje entre 0 y 5 V. Una señal tan pequeña del orden de milivolts, no será reconocida por la tarjeta. Sin embargo, es posible diseñar un circuito que nos acondicione y amplifique esta señal pequeña, conocido como amplificador de instrumentación.

I.2.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN PARA CELDA.

El amplificador de instrumentación es de los más útiles, precisos y versátiles disponibles en la actualidad. Está hecho de tres amplificadores operacionales y siete resistencias [3], como se muestra en la figura siguiente.

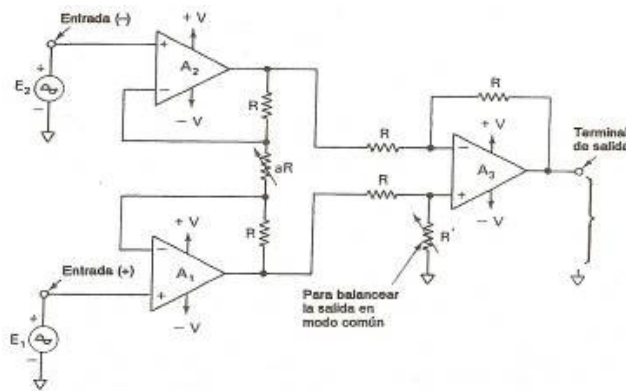


FIGURA I.3 Amplificador de instrumentación [3].

El amplificador operacional A_3 y sus cuatro resistencias iguales R forman un amplificador diferencial con una ganancia unitaria. Sólo las resistencias de A_3 tienen que igualarse. La resistencia marcada como R' puede hacerse variable, para balancear eliminando cualquier voltaje en modo común. Sólo una resistencia aR , se usa para establecer la ganancia de acuerdo con la siguiente relación:

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a} \quad (2)$$

$$\text{donde } a = \frac{aR}{R}$$

E_1 se aplica a la entrada (+) y E_2 a la entrada (-). V_o es proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada. Bajo este contexto, se procedió primeramente a diseñar un amplificador de ganancia tal, que amplificara la salida máxima de la celda de carga, a un valor de voltaje entre 0 y 5 V. Posteriormente, se emuló el comportamiento del circuito obtenido con un software de simulación electrónica y por último se ensamblaron los componentes en un circuito impreso.

La idea es establecer una relación lineal entre dos rangos, como lo comentamos anteriormente, el voltaje de salida de la celda varía entre 0 y 14.8105 mV y necesitamos que sea proporcional a una señal de voltaje entre 0 y 5 V, debido a la entrada de la señal en la tarjeta de adquisición para LabVIEW. Por lo tanto, la ganancia necesaria para este caso se puede calcular como sigue:

$$G = \frac{V_o}{V_i} \quad (3)$$

$$G = \frac{5V}{14.8105mV} = 337.6$$

La cual es la ganancia de partida y necesaria para el diseño del amplificador de instrumentación. Primeramente se calculan el valor de las resistencias iguales R de la parte diferencial del amplificador de instrumentación. Se conoce que la ganancia es igual a:

$$G = 1 + \frac{2}{a} \quad (4)$$

Despejando a:

$$a = \frac{2}{G-1} \quad (5)$$

Si G se estableció como 337.6, sustituimos en (5) para obtener el valor de a:

$$a = \frac{2}{337.6-1} = 5.941 \times 10^{-3}$$

Suponiendo $aR = 60 \Omega$, se puede calcular el valor de R:

$$R = \frac{aR}{a} \quad (6)$$

$$R = \frac{60 \Omega}{5.941 \times 10^{-3}} = 10.09 \times 10^3 \Omega$$

El valor comercial próximo al cálculo anterior corresponde a una resistencia de 10 K Ω . Ahora se procedió a realizar la simulación del circuito con la ayuda del software Electronics Workbench 5.12, con la intención de verificar el funcionamiento antes de ensamblar el prototipo final, como puede verse en la figura I.4

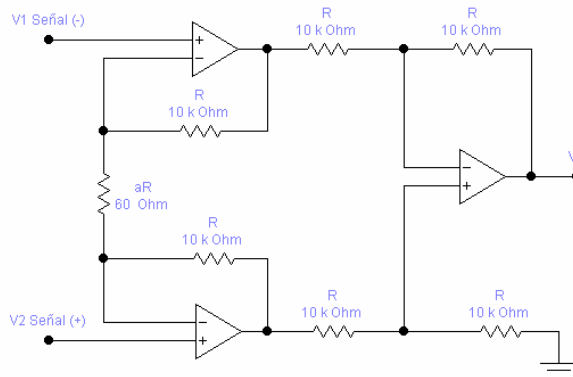


FIGURA I.4 Amplificador de instrumentación simulado en Electronics WorkBench.

Para simular el comportamiento de la celda de carga, se conectó una fuente de voltaje de cd, y variando los valores entre 0 y 14.8105 mV. Este es el voltaje de entrada que estaría presente en el amplificador de instrumentación. Con la ayuda del multímetro virtual de Workbench, se monitorean los voltajes a la salida del amplificador, como se muestra en las figuras siguientes.

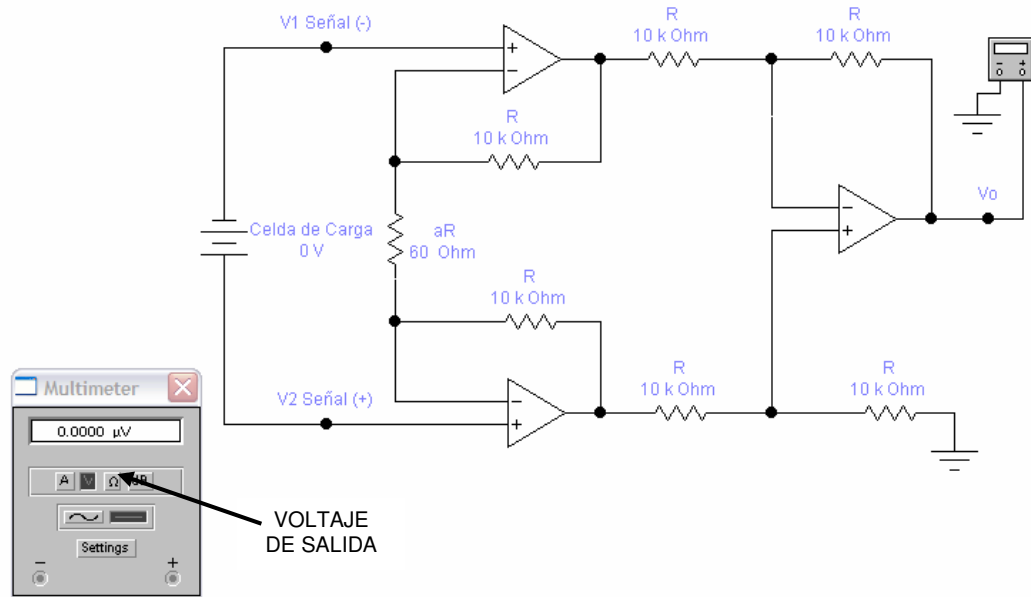


FIGURA I.5 Señal de salida con un voltaje de entrada de 0 V.

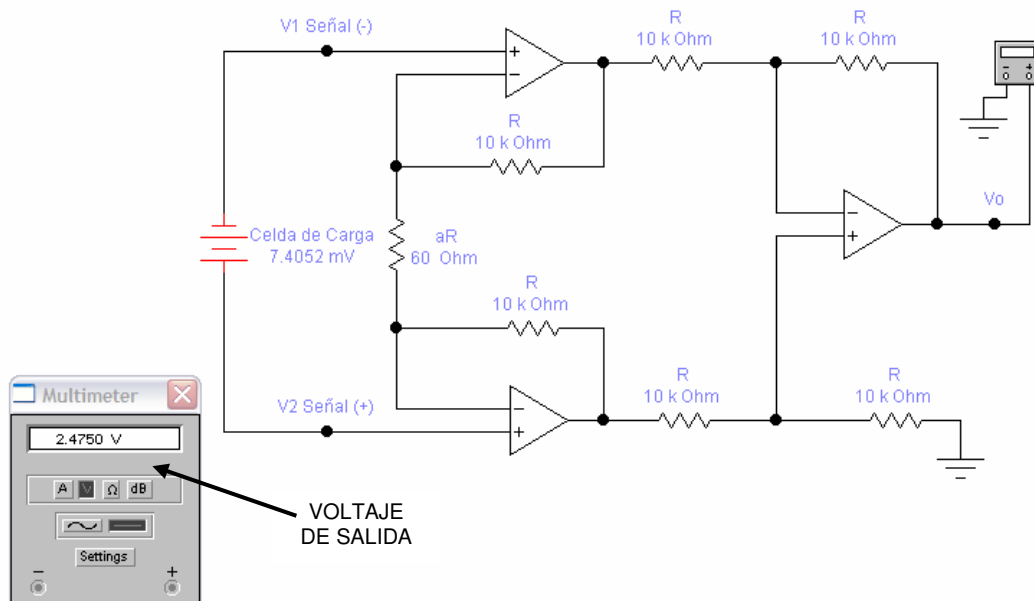


FIGURA I.6 Señal de salida con un voltaje de entrada de 7.4052 mV.

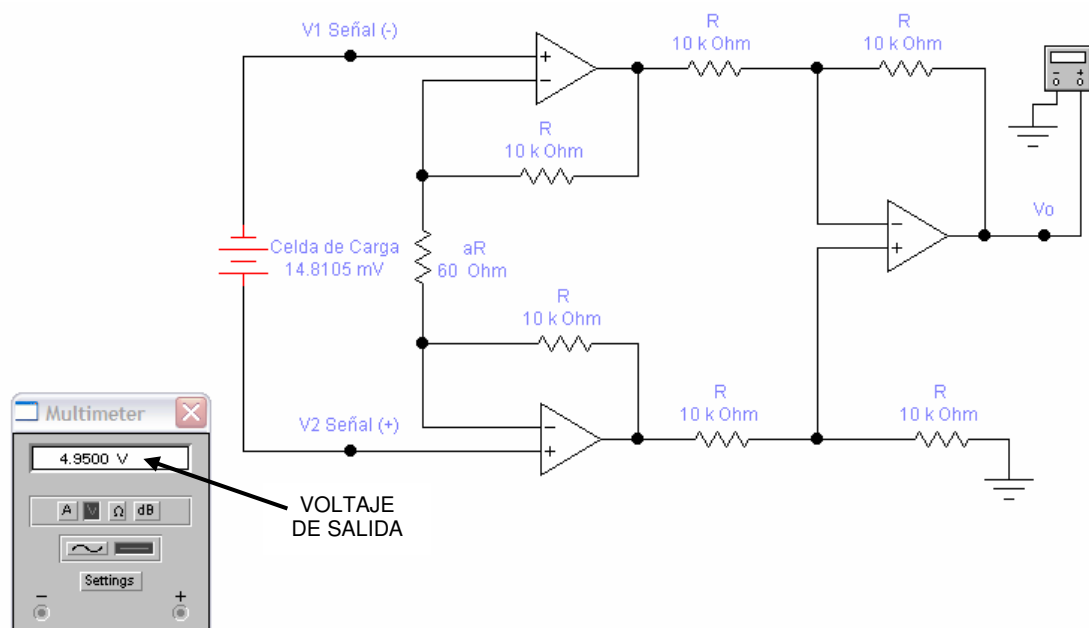


FIGURA I.7 Señal de salida con un voltaje de entrada de 14.8105 mV.

Los resultados obtenidos se resumen la tabla I.2 en donde se puede observar una señal a la salida del amplificador con valores aproximados entre 0 y 5 V, que es la necesaria para conectarla a la tarjeta adquisitora de datos. Colocando un potenciómetro en lugar de la resistencia aR de valor de $100\ \Omega$, para regular la ganancia del amplificador, se puede obtener un voltaje de salida exacto de 5 V, cuando se presente la señal máxima de la celda de carga.

SEÑAL EN CELDA DE CARGA (mV)	SEÑAL DE SALIDA EN AMP. DE INSTRUMENTACIÓN (V)
0	0
2.4684	0.825
4.9368	1.650
7.4052	2.475
9.8736	3.300
12.3420	4.125
14.8105	4.950

TABLA I.2 Voltajes de salida obtenidos en amplificador de instrumentación.

La figura I.8 se muestra el circuito amplificador final, el potenciómetro de $100\ \Omega$ sirve para ajustar la ganancia del amplificador a un valor deseado. Se le agregó un circuito filtro RC pasa bajas a la salida del amplificador con el fin de eliminar posibles ruidos que afecten la calidad de la señal adquirida. La frecuencia de corte en este circuito puede calcularse con la siguiente relación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (7)$$

Si $R = 1.5\ \Omega$ y $C = 1000\ \mu F$, la frecuencia de corte sería:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(1.5\Omega)(1000\mu F)} = 106.103\ \text{Hz}$$

Con este valor aseguramos que las señales por arriba de esta frecuencia serán atenuadas por el filtro. Como los valores de frecuencia a los que van a estar trabajando los simuladores de cadera son del orden de 1.6 a 2 Hz, la frecuencia de corte deja pasar la señal sin ningún problema

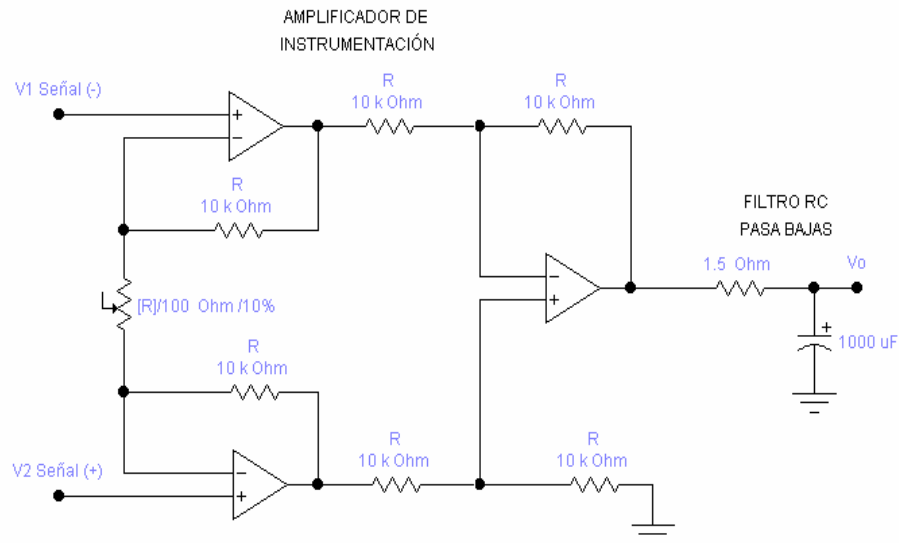


FIGURA I.8 Circuito final del amplificador de instrumentación.

Por otra parte y para continuar con la experimentación, se ensambló y soldó el circuito final del amplificador de instrumentación para llevar a cabo pruebas reales en conjunto con la celda de carga. Lo anterior para verificar el comportamiento del sistema obtenido en la simulación realizada. Como en los simuladores de cadera se cuenta con cuatro estaciones de prueba de prótesis, cada estación va a tener una celda de carga todas de las mismas características, por lo que se armaron cuatro circuitos de amplificación con los mismos valores para cada uno de éstos, quedando como se muestra en la figura I.9. Para el circuito amplificador operacional se utilizó el LM324 debido a su bajo costo, existencia en el mercado y fácil manejo.

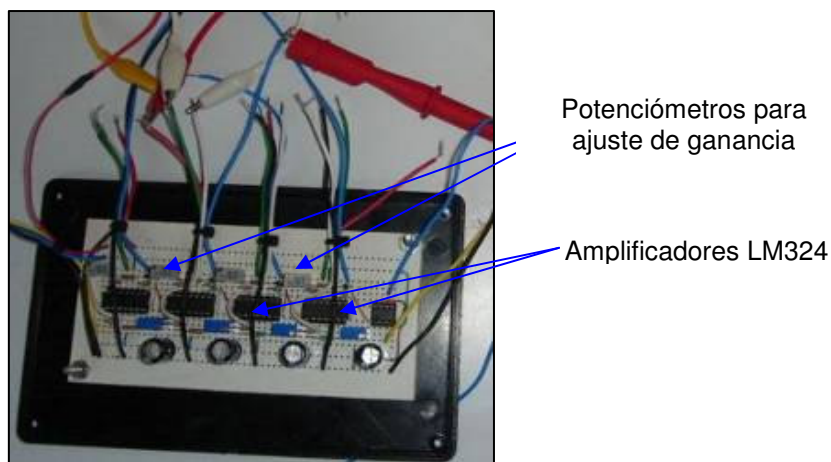


FIGURA I.9 Circuito ensamblado del amplificador de instrumentación.

Para comprobar el funcionamiento del circuito ensamblado, se conectó la señal de salida de la celda de carga a las entradas del amplificador. La celda tiene cuatro cables, un rojo, un negro, un verde y un blanco. El voltaje manejado para la celda fue de 5 V conectado en los cables rojo (+) y negro (-). Los otros dos cables se conectaron como sigue: el cable color verde de la celda corresponde a la señal de salida (-) y por lo tanto, se conectó a la señal (-) del amplificador de instrumentación. De la misma manera, el cable de color blanco de la celda corresponde a la señal de salida (+) y se conectó a la señal (+) del amplificador de instrumentación. Con la ayuda de un tornillo de banco, se aplicó una fuerza a la celda de carga de tal forma que a la salida de ésta, se obtuviera una señal de 10 mV.



FIGURA I.10 Generación de salida de 10 mV en celda de carga.

Ésta sería la señal de entrada del amplificador y como se diseñó para una ganancia de 337.6, el voltaje de salida puede ser calculado despejando V_o de la ecuación (5) quedando de la siguiente manera:

$$V_o = GV_i$$

$$V_o = (337.6)(10mV) = 3.376 V$$

Dicho voltaje fue obtenido prácticamente según se muestra en la figura I.11, lo cual nos indica que el circuito amplificador de instrumentación ensamblado está funcionando como se esperaba.



FIGURA I.11 Señal de salida en amplificador de instrumentación.

I.3 CONFIGURACIÓN DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS.

Para esta parte de la experimentación, se seleccionó la tarjeta de adquisición de National Instruments NI USB-6008 (ver apéndice F), la cual tiene como características principales cuatro entradas analógicas de 0 a 5 V, y dos salidas analógicas también de valores entre 0 y 5 V. Cada salida del amplificador de instrumentación se conectó a la entrada de la tarjeta, como se muestra en el diagrama a bloques de la figura I.12.

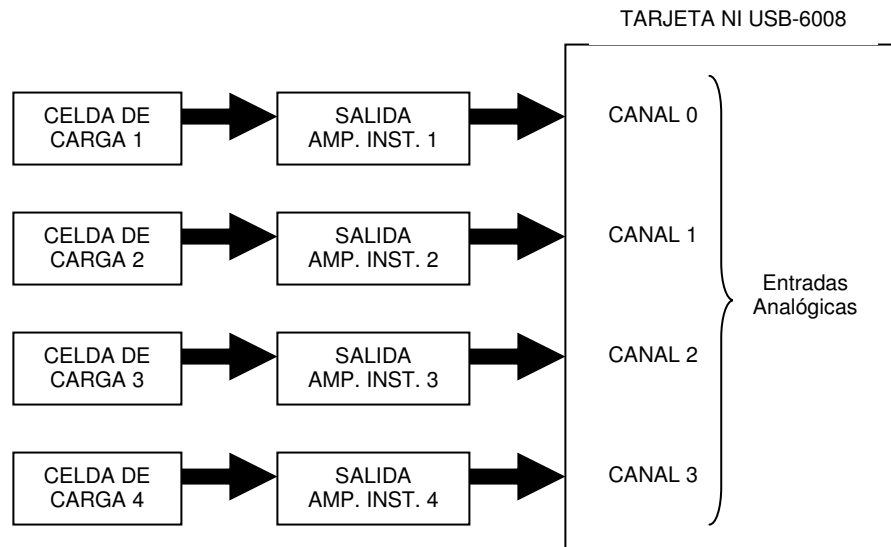


FIGURA I.12 Conexión de los amplificadores de instrumentación y la tarjeta de adquisición NI USB-6008.

Por otro lado, la programación necesaria para adquirir los datos por los canales de entrada de la tarjeta adquisitoria requieren de un instrumento virtual, en donde se estén monitoreando las señales en cada canal. Esto se logró construyendo dentro de un ciclo *while* los bloques que se muestran en la figura I.13.

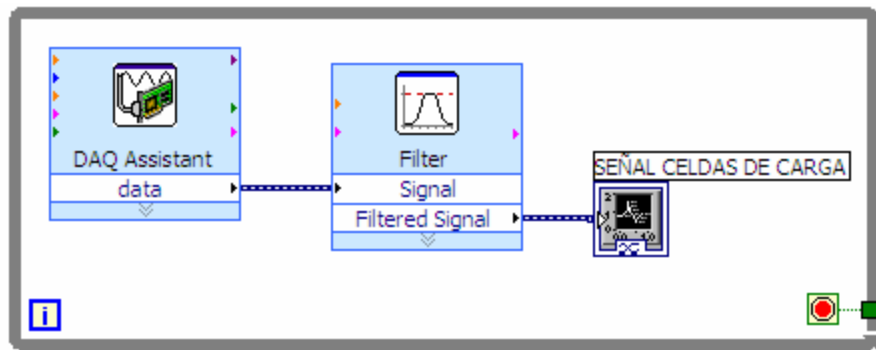


FIGURA I.13 Rutina para leer datos en LabVIEW.

En la ventana DAQ Assistant dentro del software LabVIEW se configuran las características principales de cada uno de los canales de entrada de la tarjeta, para tener una óptima captación de la señal. Esta configuración básicamente consta de cuatro partes: el rango de voltaje de entrada, el modo de adquisición, las muestras a leer y la velocidad de muestreo. Éstos parámetros y sus valores se observan en la figura I.14, y forman la configuración final usada en la adquisición de datos.

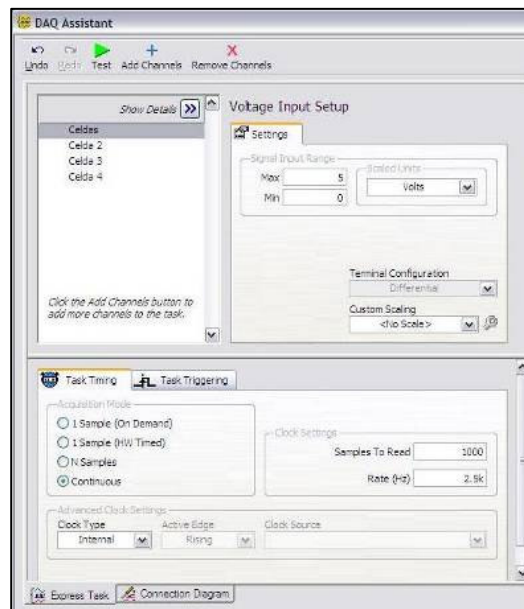


FIGURA I.14 Configuración de la adquisición de datos en LabVIEW.

Como la señal adquirida presentaba un nivel de ruido se decidió colocar un filtro virtual que ofrece como una opción el software LabVIEW antes de mandarla a graficar, mejorando bastante la calidad de la señal. Por último, un graficador de señales se coloca al final de la estructura para ver el cambio de la señal respecto al tiempo.

3.4 SISTEMA GENERADOR DE FUERZA VARIABLE.

Una vez configurado el sistema de adquisición de datos, el paso siguiente fue diseñar el sistema de control que genere una fuerza variable respecto al tiempo. La idea básica es que a través de un elemento neumático gobernar la fuerza aplicada a cada prótesis a ser evaluada. Se seleccionó el músculo neumático MAS-40 de la compañía Festo, un regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC junto con la generación de una señal de voltaje variable en un canal de salida de la tarjeta adquisitora, controlada a través del software LabVIEW. El diagrama a bloques del sistema de fuerza variable se muestra en la figura I.15.

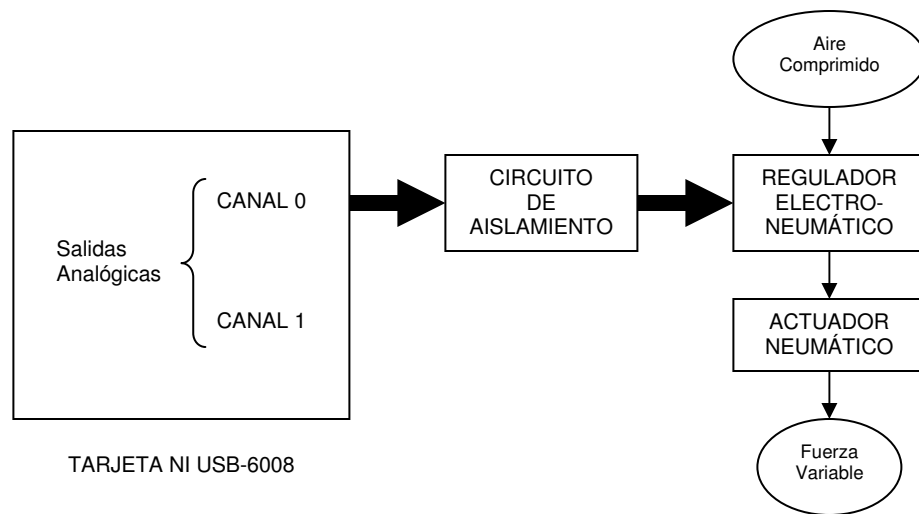


FIGURA I.15 Diagrama a bloques del sistema de fuerza variable.

El circuito de aislamiento lo conforma un amplificador operacional LM741 en su configuración de seguidor de voltaje. La idea es aislar la tarjeta adquisitora de datos con el regulador electroneumático con la intención de evitar descargas eléctricas no deseadas en estos dispositivos, que son muy costosos comparados con el LM741. Además el

seguidor de voltaje se utiliza ya que su resistencia de entrada es alta (varios megaohms), por lo tanto, extrae una corriente despreciable de la tarjeta de adquisición. En la figura I.16 se observa la configuración seguidor de voltaje utilizada en la parte de aislamiento.

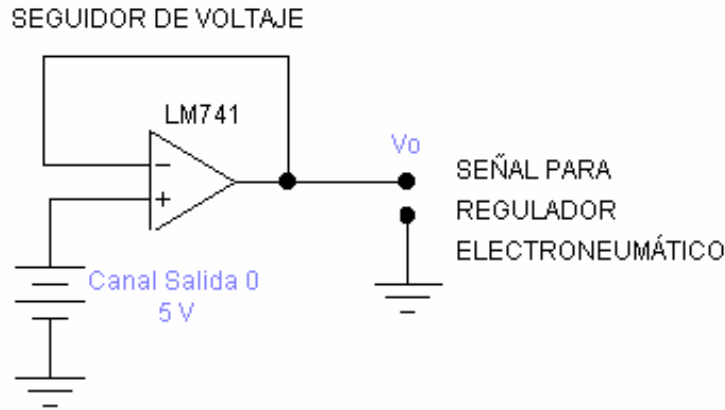


FIGURA I.16 Circuito de aislamiento en el sistema de fuerza variable.

I.4.1 ESTUDIO DEL REGULADOR ELECTRONEUMÁTICO.

Los avances experimentados en los sistemas de mando electrónicos han permitido en los últimos años, desarrollar el mando proporcional en los sistemas electroneumáticos [4]. Para el mando proporcional se utilizan electroimanes proporcionales, es decir, electroimanes regulables y de corriente continua que transforman una señal eléctrica en una fuerza proporcional a dicha señal. Un aumento de la corriente eléctrica produce una mayor fuerza del electroimán. El utilizar válvulas proporcionales o reguladores electroneumáticos da como resultado máquinas más flexibles, con velocidades de operación más elevadas y con una repetibilidad excelente.

Bajo este contexto, se seleccionó un regulador electroneumático de la marca SMC (ver figura I.15) que opera partiendo del principio que presentan las válvulas proporcionales, en este caso, con una señal proporcional de voltaje se controla la salida de aire comprimido.



FIGURA I.17 Regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC.

Las características principales del regulador se enuncian a continuación:

MODELO:	ITV2050-21N3BL4
VOLTAJE DE ALIMENTACIÓN:	24 VCD
SEÑAL DE CONTROL:	0 a 5 VCD
PRESIÓN DE TRABAJO:	0.05 – 9 bar
CONSUMO DE CORRIENTE:	0.12 A
IMPEDANCIA DE ENTRADA:	6.5 K Ω

Para realizar las pruebas preliminares de este dispositivo se utilizó una presión de trabajo constante de 6 bar, y con una fuente de voltaje variable se generó la señal de control para comprobar el funcionamiento adecuado del regulador. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla I.3.

VOLTAJE DE CONTROL (V)	PRESIÓN DE SALIDA (bar)
0	0
1	1.2
2	2.4
3	3.6
4	4.8
5	6.0

TABLA I.3 Relación voltaje-presión de salida en el regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4.

Si graficamos los datos obtenidos en la tabla anterior, se observa en la figura I.18 el elemento presenta un comportamiento lineal y proporcional.

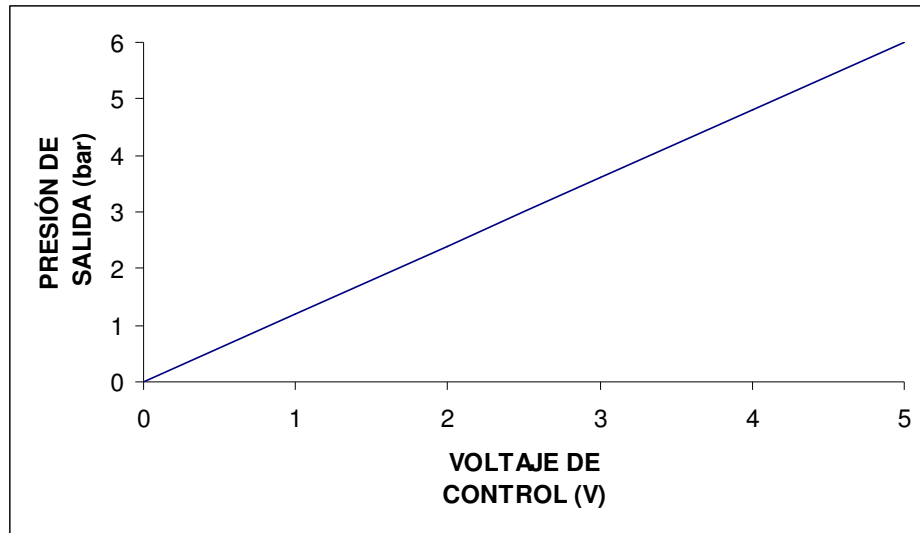


FIGURA I.18 Gráfica voltaje-presión en regulador electroneumático.

I.4.2 ACTUADOR NEUMÁTICO.

Ahora es necesario seleccionar un elemento neumático el cual genere una fuerza variable en función de una presión de alimentación también variable. Dicho elemento es conocido como músculo neumático y se define como un actuador de tracción que funciona como un músculo humano. En comparación con un cilindro neumático, es capaz de generar una fuerza de tracción inicial más grande, su fuerza disminuye en el transcurso del movimiento de contracción por lo tanto, tiene un gran poder de aceleración y al mismo tiempo es capaz de acercarse a la posición nominal suavemente. [5]. Un músculo neumático no tiene partes mecánicas móviles, con lo que tampoco se produce fricción externa. Aplicando una presión interior, la periferia se dilata, con lo que se obtiene una fuerza de tracción y un movimiento de contracción a lo largo del músculo neumático.

Este es el dispositivo que se uso para generar la fuerza variable, ya que dependiendo de la cantidad de presión que se le aplique es la fuerza de tracción que proporciona. El modelo MAS-40 ofrece una fuerza de tracción máxima de 5700 N a una presión de 6 bar. El circuito electroneumático se observa en la figura I.19.

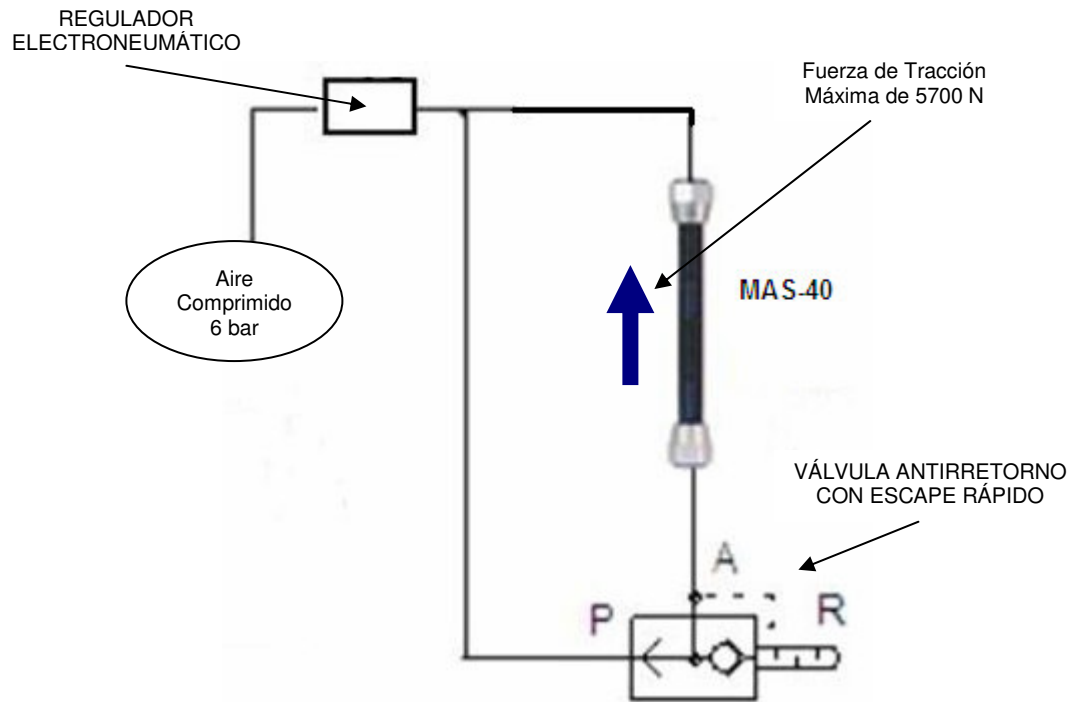


FIGURA 1.19 Circuito electroneumático regulador-músculo.

VOLTAJE DE CONTROL (V)	PRESIÓN DE SALIDA (bar)	FUERZA DE TRACCIÓN (N)
0	0	0
1	1.2	1140
2	2.4	2280
3	3.6	3420
4	4.8	4560
5	6.0	5700

TABLA I.4 Relación voltaje-fuerza en el sistema electroneumático.

I.4.3 CONFIGURACIÓN DE LA SEÑAL DE CONTROL.

La señal variable en voltaje se obtuvo usando el módulo conocido como generador de señal arbitraria en LabVIEW. Esta señal es configurable a valores que decida el usuario. Una vez obtenida la señal, se mando escribir al canal de salida 0 correspondiente a la señal de control en el regulador electroneumático. El bloque de programación generado se muestra en la figura I.20.

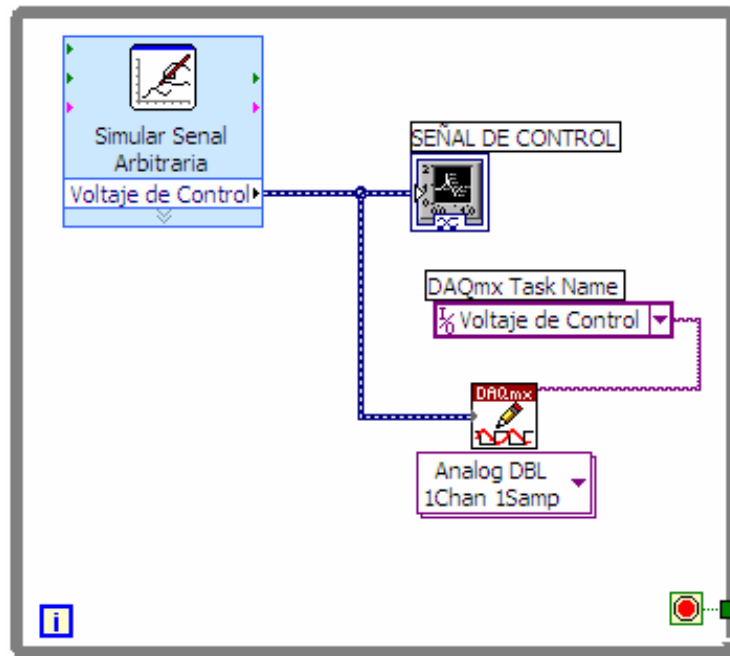


FIGURA I.20 Rutina para generar la señal de control en LabVIEW.

Para monitorear la señal generada se conecta un graficador a la salida de tal forma de visualizar el valor de la señal de control que alimenta al regulador electroneumático. La señal se genera configurando el módulo *Define Signal* como se explica a continuación. Por ejemplo, para generar una señal periódica tipo escalón de valores 0, 1, y 2 volts, con un periodo de 1.4 segundos es necesario introducir en la parte de Data Points ocho valores, la columna de X representa el tiempo en segundos o milisegundos (m), como la señal es de 1.4 segundos, se dividen en intervalos de 200 *mseg*. Es decir, cada 200 *mseg* debemos especificar el valor del voltaje de salida, esto se escribe en la columna Y. La configuración final para generar la señal deseada se observa en la figura 1.21.

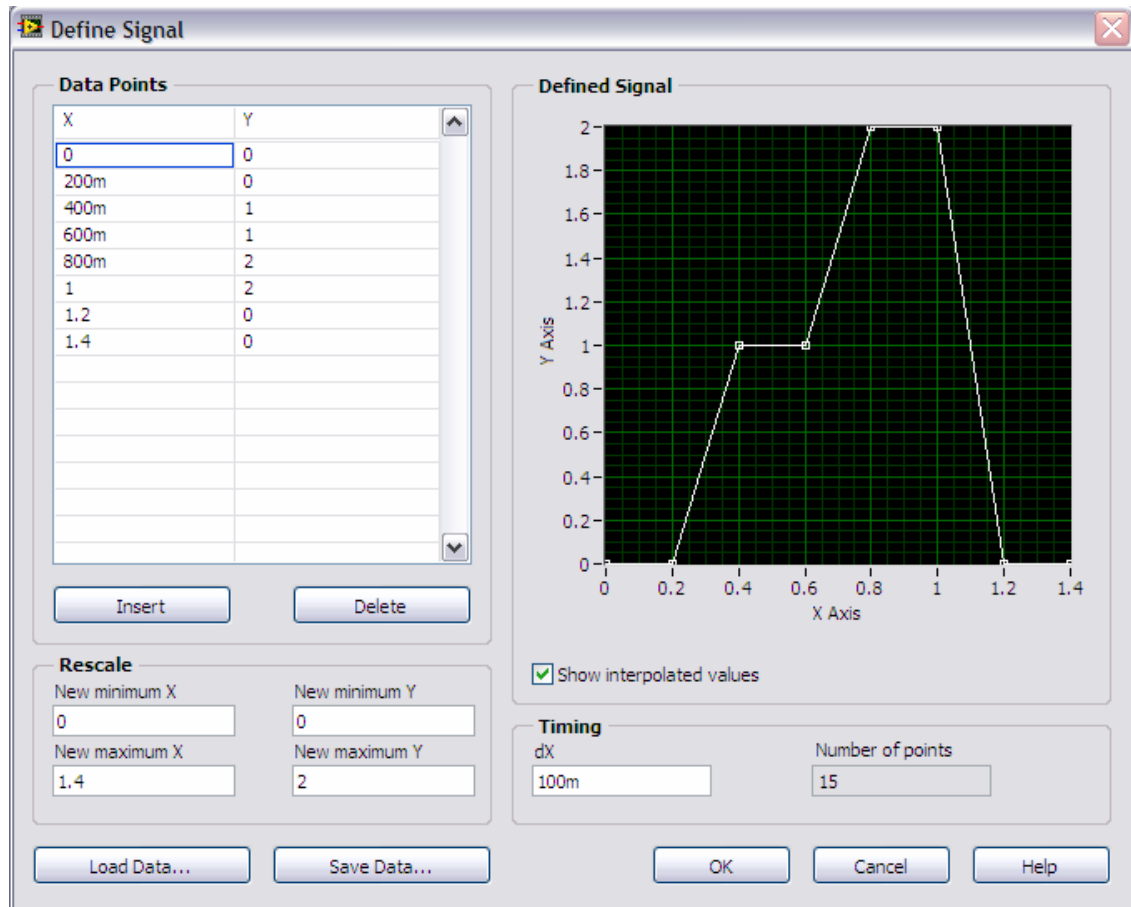


FIGURA I.21 Definiendo la señal de control en LabVIEW.

Al realizar una corrida del programa se observa en el graficador una señal tipo escalón con valores de 0, 1 y 2 volts, ésta sería la señal de control que se conecta al regulador electroneumático. De la misma forma, podemos configurar cualquier valor de voltaje entre 0 y 5 V, ya que el canal de salida de la tarjeta adquisitora sólo puede proporcionar como máximo un voltaje de 5 V, logrando generar la señal de control utilizando LabVIEW.

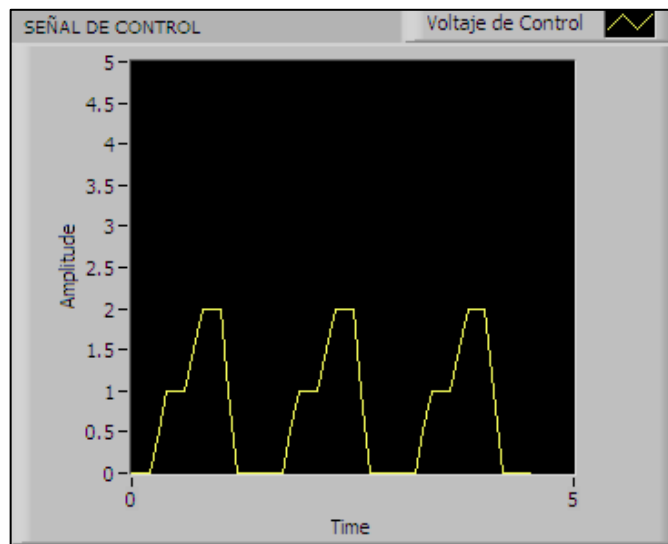


FIGURA I.22 Señal de control vista en el graficador de señales de LabVIEW.

Para hacer que la señal se repita continuamente, es decir, que sea periódica, se selecciona en la configuración *Simulate Arbitrary Signal*, la opción *Start over when end signal is reached*. Ya que las pruebas en los simuladores de cadera son repetitivas, es necesario que la señal de control presente un comportamiento también repetitivo.

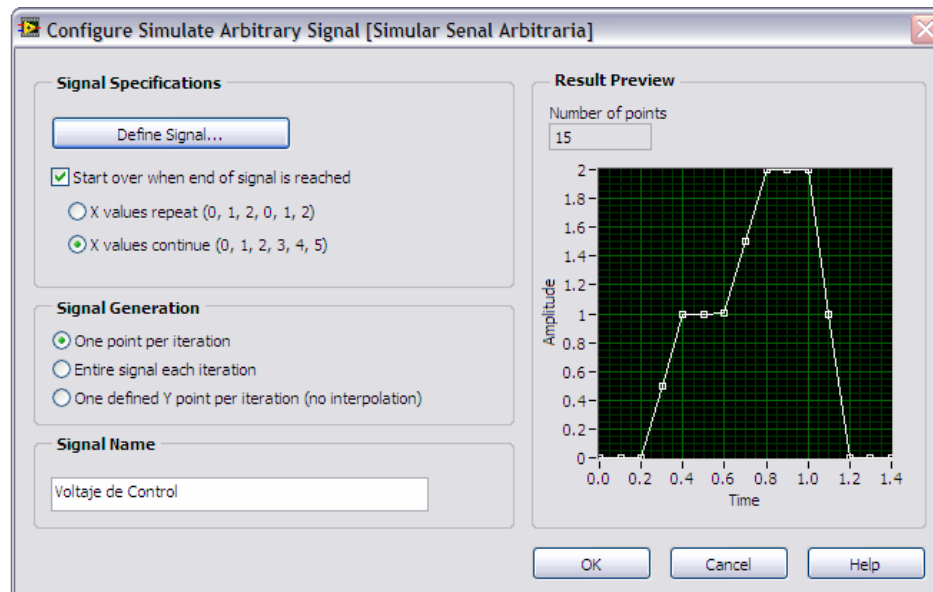


FIGURA I.23 Especificaciones de la señal de control cíclica.

I.5 VOLTAJES DE ALIMENTACIÓN PARA EL SISTEMA.

Debido a que cada elemento del sistema de instrumentación propuesto demanda un determinado valor de voltaje, se construyó una fuente de voltaje de cd con los valores siguientes:

- + 5 V para alimentar a las celdas de carga.
- + 24 V para el regulador electroneumático.
- ± 12 V para los amplificadores de instrumentación y el circuito de aislamiento.

Los diagramas eléctricos correspondientes se observan en la figura I.24.

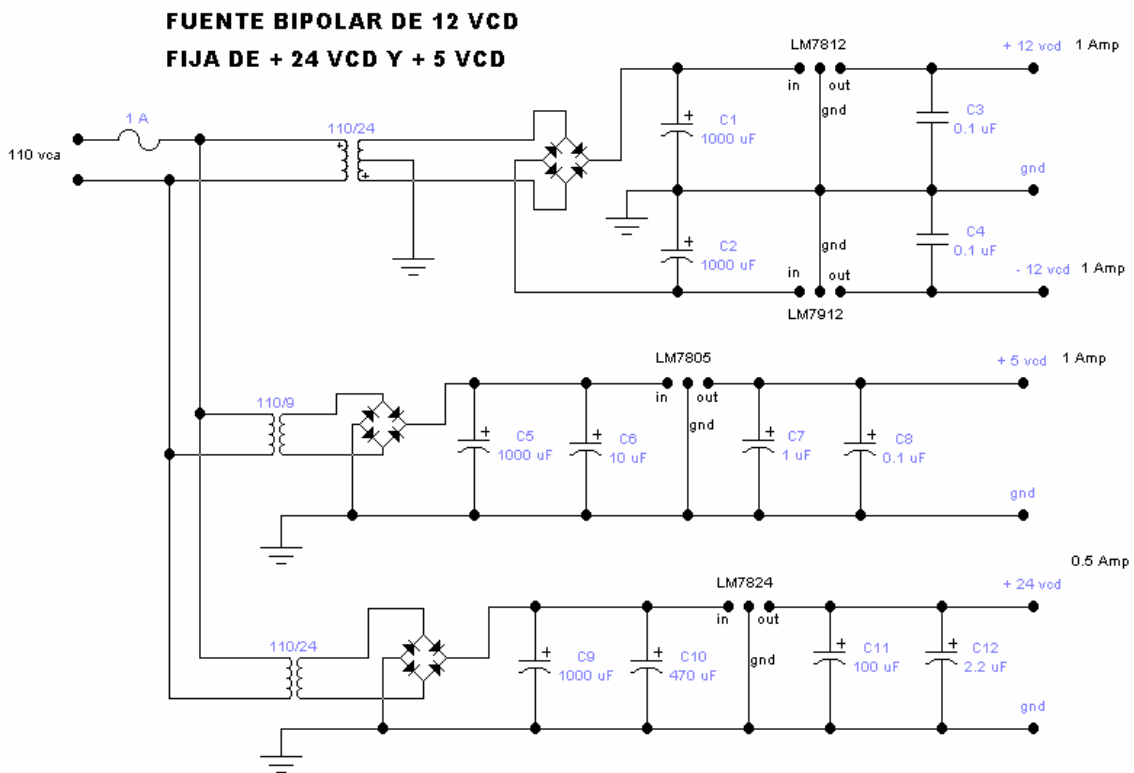


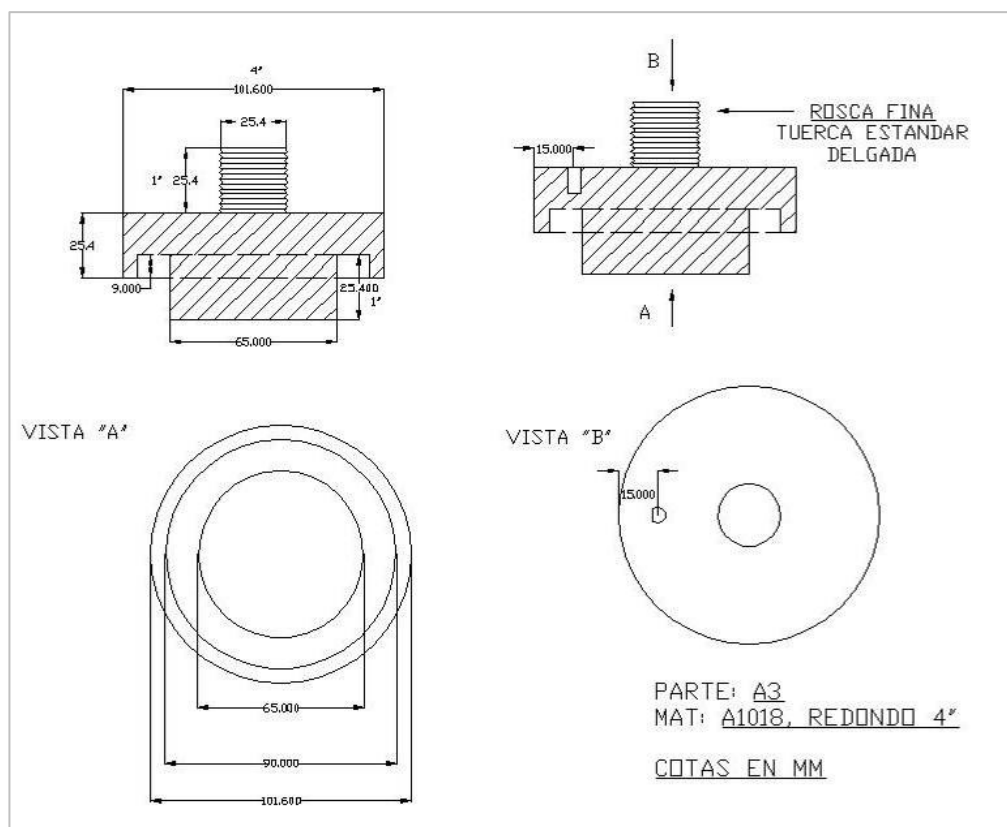
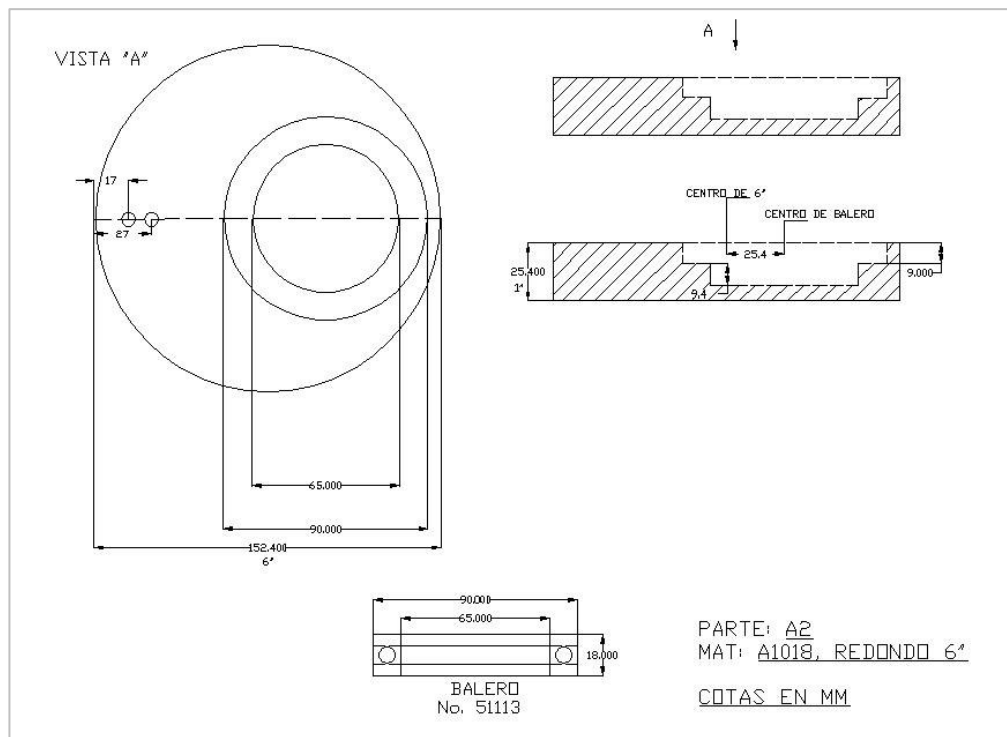
FIGURA I.24 Voltajes de alimentación para el sistema de instrumentación.

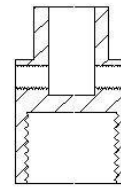
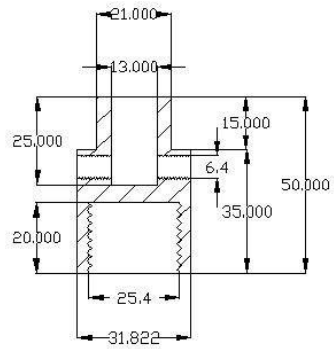
REFERENCIAS

1. C. E. Varela Moreno. Programación básica en LabVIEW. Centro Regional de Optimización y Desarrollo de Equipo. Chihuahua, Chih. Agosto 2004.
2. J. L. Castro Pérez. Diseño y fabricación de una celda de carga para la máquina de ensayo universal Shenck-Trebel de 200 KN de capacidad. Universidad de Talca. Talca, Chile. 2004.
3. R. F. Coughlin, F. F. Driscoll. Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. Cuarta Edición. Editorial Prentice Hall. 1993.
4. A. G. Salvador. Introducción a la neumática. Primera Edición. Editorial Alfaomega. 1999.
5. N. I. Imani. El músculo neumático. Revista electrónica industrial Data. Vol. 5, No. 1. p. 34-43. 2002.

APÉNDICE J

Dibujos de Fabricación



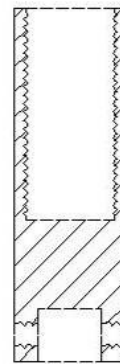
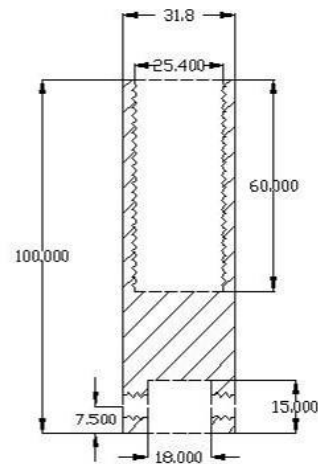


OPRESORES

A ↑

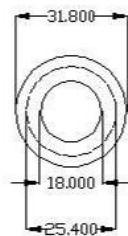
PARTE: A4
MAT: A. INOX., REDONDO 1 1/4"

COTAS EN MM



A ↑

VISTA "A"



PARTE: B1
MAT: A. INOX., REDONDO 2"

COTAS EN MM

APÉNDICE K

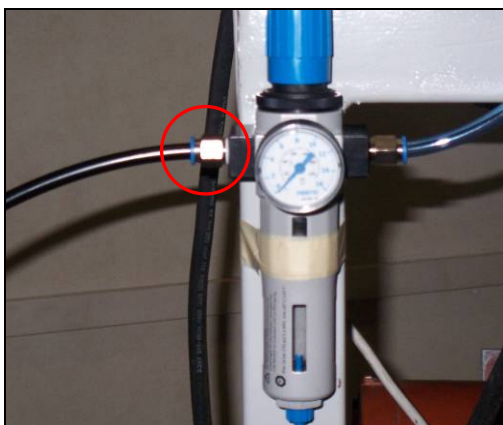
Manual de Operación del Sistema de Control e Instrumentación del Simulador de Cadera FIME II

REQUERIMIENTOS DE ENERGÍA.

Voltaje de Alimentación: 110 VCA

Presión de Aire Comprimido: 6 bar mínimo

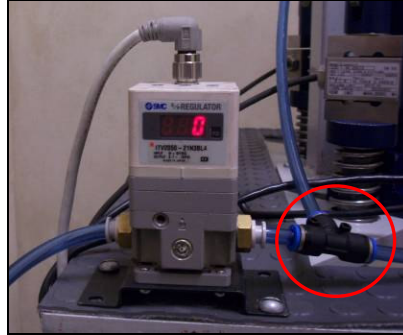
PASO 1: Conecta la salida del compresor a la entrada de la unidad de mantenimiento. Verifica que la presión que indica el manómetro de la unidad de mantenimiento sea de valor mínimo 6 bar.



PASO 2: Conecta la salida de la unidad de mantenimiento a la entrada de la válvula proporcional.



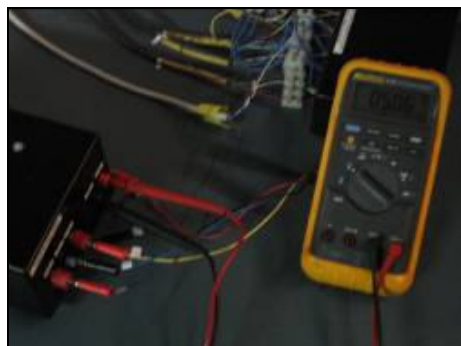
PASO 3: A la salida de la válvula proporcional coloca la conexión tipo “T”. Una salida de ésta conexión conéctala a la parte superior del músculo neumático.



PASO 4: La otra salida de la conexión “T” conéctala a la parte inferior del músculo neumático.



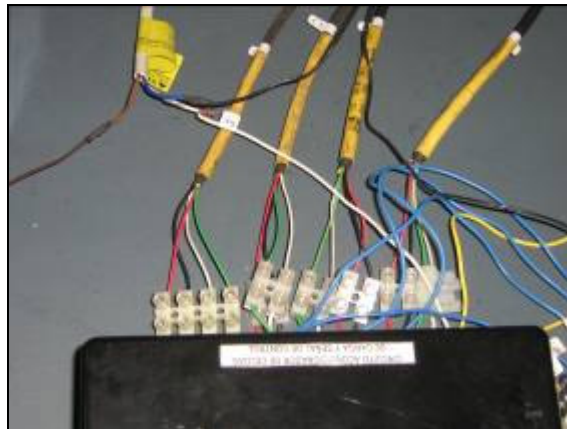
PASO 5: Conecta la fuente de VCD a la red eléctrica de 110 VCA. Verifica los voltajes en cada terminal de la fuente de VCD tomando como referencia la terminal GND utilizando un multímetro. Los valores que se deben leer son +5 Vcd, -12 Vcd, +12 Vcd y +24 Vcd.



PASO 6: Usando los conectores tipo banana que se encuentran en el circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control, conecta en cada una de las terminales de salida de la fuente de V_{CD} , respetando las etiquetas de cada conector.



PASO 7: Conecta los cables de cada una de las celdas a los conectores del circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control, de tal forma que sean respetados los colores (ROJO-ROJO, NEGRO-NEGRO, BLANCO-BLANCO, VERDE-VERDE).

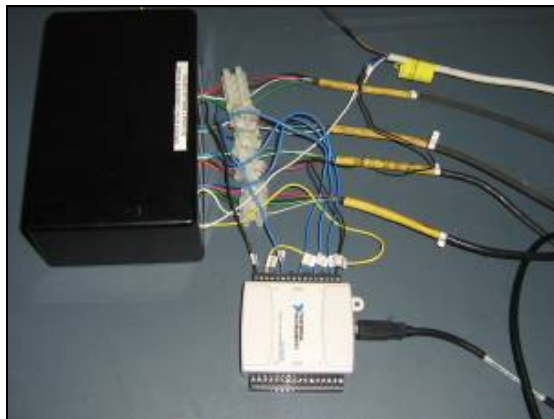


PASO 8: Conecta el cable de la válvula proporcional. El cable café que tiene un conector tipo banana marcado como + 24 V conéctalo a la terminal de + 24 V de la fuente de VCD. Une eléctricamente los cables de color blanco marcados con la etiqueta SC tanto del cable de la válvula proporcional como del circuito acondicionador de celdas

de carga y señal de control. Por último, atornilla el cable negro etiquetado como GND del cable de la válvula proporcional a una terminal GND de la tarjeta NI USB-6008.



PASO 9: En el circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control, identifica el cable de color negro etiquetado como GND, cuatro cables de color azul marcados como AI0, AI1, AI2, AI3, y un cable color amarillo etiquetado como AO0. Atorníllalos a la tarjeta NI USB-6008 respetando las identificaciones correspondientes.



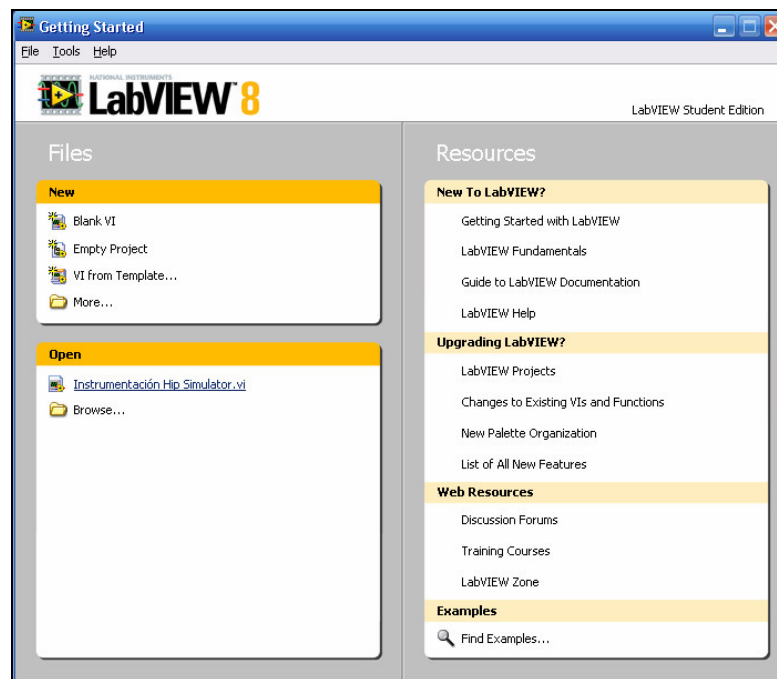
PASO 10: Conecta el cable negro de la tarjeta NI USB-6008 a un puerto USB de la computadora.



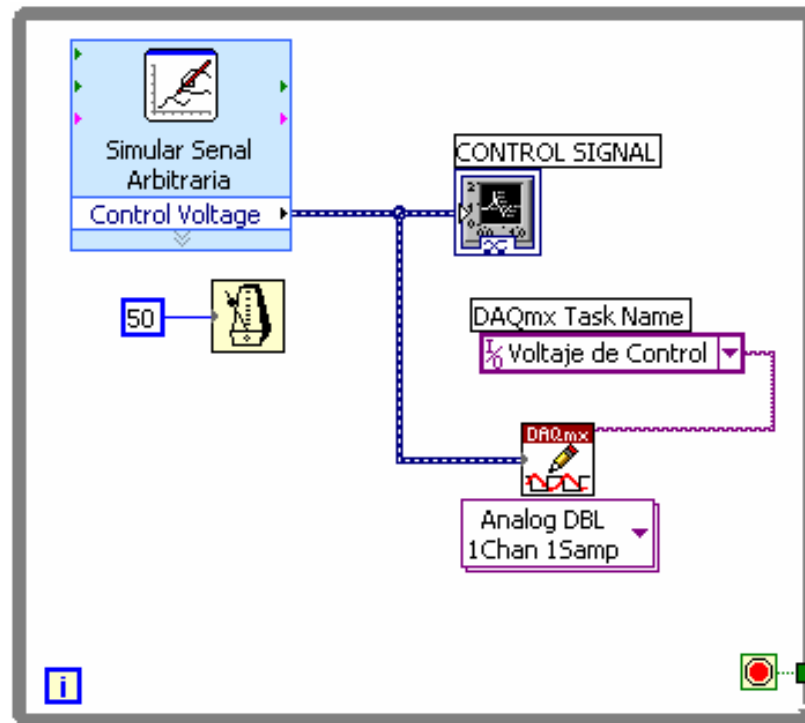
PASO 11: Ejecuta el software de instrumentación LabVIEW 8.0, dando doble clic al siguiente ícono.



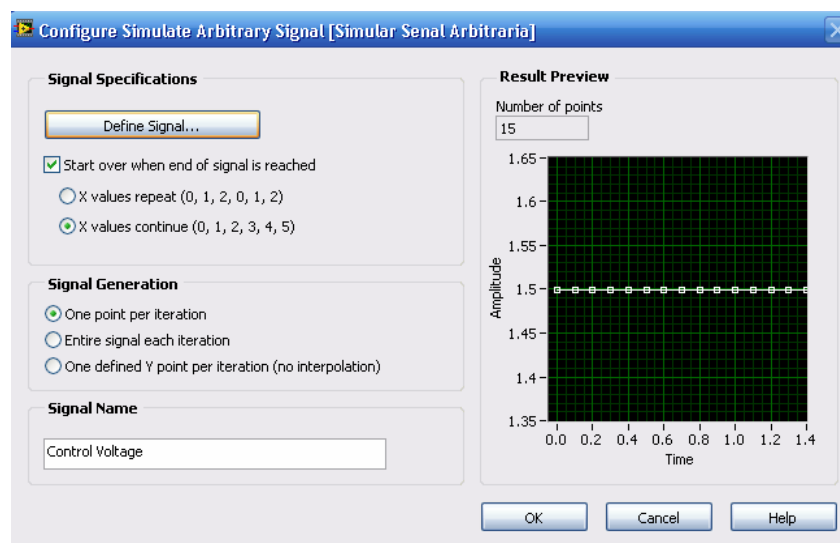
PASO 12: Selecciona la aplicación Instrumentación Hip Simulator.vi, tal como se observa en la figura siguiente:



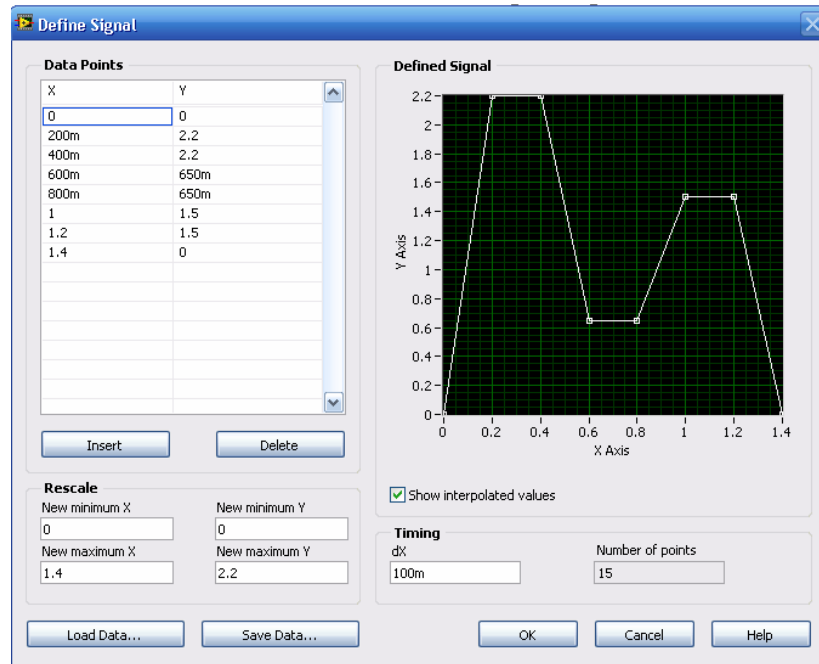
PASO 13: En el *Block Diagram* (para verlo presiona CTRL+E) dale doble clic al ícono de Simular Señal Arbitraria, para configurar la señal a la cual va a trabajar el simulador de cadera mecánico.



PASO 14: Selecciona el botón *Define Signal*.



PASO 15: Por último, configura los puntos X-Y de la tabla. Los datos de la primera columna corresponden al tiempo (m = milisegundos). Mientras que los datos de la columna Y representan el voltaje de control aplicado a la **válvula proporcional** (puede oscilar entre 0 y 5 V).



SOLUCIONANDO FALLAS TÍPICAS

FALLA	POSIBLE SOLUCIÓN
<ul style="list-style-type: none"> No hay señal en el graficador de LabVIEW. 	Verificar los cables de cada una de las celdas que se conectan al circuito acondicionador. Así como también checa los cables azules AI0, AI1, AI2 y AI3 que estén bien
<ul style="list-style-type: none"> La fuente de VCD no genera ningún voltaje. 	Revisar el fusible que se encuentra en la parte posterior de la fuente de VCD.
<ul style="list-style-type: none"> La tarjeta NI USB-6008 no parpadea el LED. 	Asegurarse que este bien conectado el cable de comunicación con la computadora.
<ul style="list-style-type: none"> El músculo neumático no responde a la señal de control. 	Comprobar que la válvula proporcional este alimentada con presión de aire.
<ul style="list-style-type: none"> No se presenta la señal de control en la tarjeta NI USB-6008. 	Medir el voltaje de salida en la terminal AO0 de la tarjeta variando la señal en <i>Define Signal</i> .
<ul style="list-style-type: none"> Error en la aplicación al ejecutar el ícono de LabVIEW. 	Primeramente desinstalar y luego proceder a la reinstalación del software por completo.

APÉNDICE L

Microseparación requerida para propiciar el contacto en el borde

En la Figura L.1 se muestra un esquema de las prótesis de cadera utilizadas por Fisher y col. para realizar análisis de mecánica de contacto.

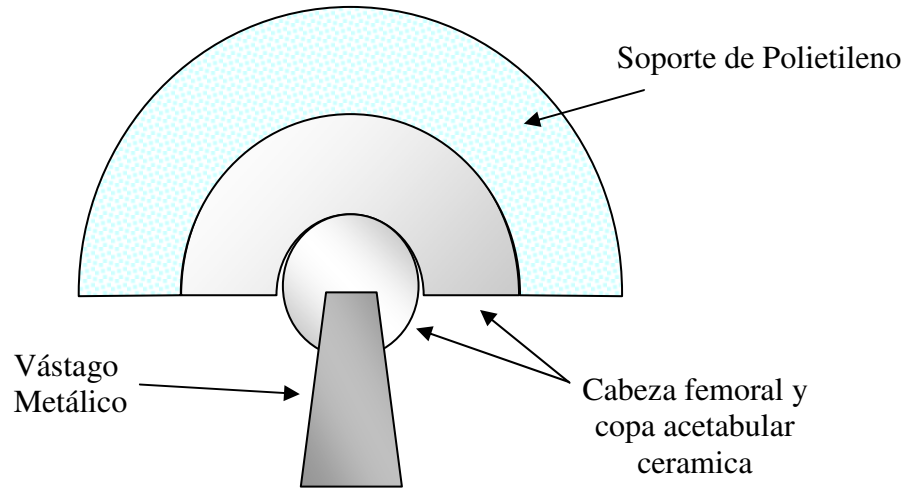


Figura L.1 Figura esquemática del modelo cerámica-cerámica utilizado por Fisher y col. [50].

Para que ocurra el contacto en el borde de la copa (A), tal como se observa en la figura 5.3, la distancia del centro de la cabeza femoral (C_3) al centro de la copa (O), es el huelgo radial (c). La distancia correspondiente hacia afuera de la copa, esta dada por

$$OC_2 = \frac{c}{\tan \theta}$$

considerando el triángulo OC_2C_3 . Por consiguiente, la distancia total de microseparación, la cual causa en el contacto en el borde de la copa (A), esta dada por

$$s = OC_1 + OC_2 = c + \frac{c}{\tan \theta}$$